

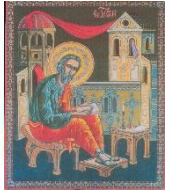


АРСКА АКАДЕМИЯ НА НАУКИТЕ

ИНСТИТУТ ПО РОБОТИКА

България, София 1113, ПК 79, ул. "Акад. Г. Бончев", Бл.2,

Тел. (+359 2) 8703361, 4053055, Факс: (+359 2) 4053061



Почетен член на "Съвета" на Европейската научна и културна общност

Магистър инж. Гагандийп Каур

**НЕВРОКОГНИТИВЕН ПОДХОД, БАЗИРАН НА МОЗЪЧНО-
КОМПЮТЪРЕН ИНТЕРФЕЙС, ЗА ИДЕНТИФИЦИРАНЕ
НА ЕМОЦИОНАЛНИ И МЕНТАЛНИ СЪСТОЯНИЯ**

АВТОРЕФЕРАТ

на

ДИСЕРТАЦИЯ

за присъждане на образователната и научната степен

„ДОКТОР“

Научна специалност „Приложение на принципите и методите на
кибернетиката в различни области на науката“

Научен ръководител :

проф. д-р Анна Костадинова Лекова – Институт по Роботика към БАН

София 2026 г.

Дисертационният труд е обсъден и допуснат до защита в Научно жури на разширено заседание на секция „Интерактивна роботика и системи за управление” – ИРСУ към Института по роботика при БАН, състояло се на 03.02.2026г. по заповед на Директора №19/26.01.2026г.,

Докторантката работи в ИР-БАН, ул. „Акад. Г. Бончев”, бл. 2, София. Тя е зачислена като докторант на самостоятелна подготовка в секция „ИРСУ” при ИР-БАН през 2024г.

Изследванията по дисертационния труд са извършени в Института по роботика – БАН.

Дисертацията е с общ обем от 123 страници и съдържа: Увод, Четири глави, Заключение, Насоки за бъдеща работа, Приноси на дисертационния труд, Източници, Приложения, 32 фигури и 18 таблици, чиито номера в автореферата съвпадат с тези в дисертацията. Номерацията на точките и подточките също съответства на тази от дисертационния труд.

Материалите по защитата са на разположение в канцеларията на ИР-БАН, блок 2, стая 406.

Научно жури:

1. Проф. д-н Велислава Любенова -ИР БАН
2. Проф. д-р Таньо Танев -ИР БАН
3. Проф. д-р Георги Попов – ТУ София
4. Проф. д-р Евгения Ковачева – УниБИТ
5. Доц. д-р Мила Илиева-Обретенова – МГУ

Автор: Гагандийп Каур

E-mail: gdk.irbas@gmail.com

Заглавие: Неврокогнитивен подход, базиран на мозъчно-компютърен интерфейс, за идентифициране на емоционални и ментални състояния

I. ОБЩИ ХАРАКТЕРИСТИКИ НА ДИСЕРТАЦИЯТА

Актуалност на проблема

Умората на учителите е критичен проблем, свързан със стрес, намалена мотивация и професионален бърнаут. Този проблем е особено актуален в класните стаи, в които се прилага сугестопедията като метод на преподаване, които се характеризират с динамична и творческа учебна среда, включваща ролеви игри, разказване на истории, игри, музика, изкуство и визуализация. Сугестопедията е иновативен педагогически подход за преподаване, разработен от българския учен Георги Лозанов, който използва силата на внушението (сугестията), за да улесни ученето. Независимо, че тези методи подобряват учебния процес, те могат също така да причинят значително когнитивно и физическо натоварване върху учителите. Въпреки важността на поддържането на високи нива на ангажираност и енергия в сугестопедичното преподаване, умората в този контекст не е била систематично изследвана. Освен това, Георги Лозанов подчертава, че „ако има умора, няма сугестопедия“, което показва необходимостта от нейното разбиране и управление.

Понастоящем няма установена методология или достатъчно експериментални доказателства за обективна оценка на умората на учителите в реални образователни условия. Традиционните подходи разчитат главно на субективни самооценки, които може да не отразят напълно сложността на когнитивните и емоционалните състояния по време на преподаване. Напредъкът в невротехнологиите, по-специално електроенцефалографията (ЕЕГ) и системите за интерфейс мозък-компютър (BCI), предлагат обещаващи възможности за обективен мониторинг и анализ на менталните състояния.

Дефиниране на проблема

Понастоящем няма установена методология или достатъчно експериментални доказателства за обективна оценка на умората на учителите. Необходимо е да се разработи нова методология, базирана на ЕЕГ, за откриване и анализ на умората в реална образователна среда (класните стаи).

Това изследване предлага неврокогнитивен подход, базиран на ЕЕГ-базирана технология за интерфейс мозък-компютър, за идентифициране и анализ на емоционални и психически състояния, свързани с умората у учителите. Разработването на такава методология би могло да осигури обективни показатели за умора в реална класна среда, да допринесе за по-доброто разбиране на когнитивното натоварване при сугестопедичното преподаване и да подпомогне разработването на стратегии за поддържане на благосъстоянието и ефективността на учителите.

Цел

Да се проектира и разработи нова методология, използваща **ЕЕГ-базирана технология за интерфейс мозък-компютър (BCI)** за анализ и оценка на емоционални и когнитивни състояния, както и да се получат нови научни знания чрез експериментални изследвания.

Задачи

1. **Преглед на научната литература** върху неврокогнитивните ЕЕГ-базирани подходи и изследвания за анализ и оценка на емоционални и когнитивни състояния.
2. **Проектиране и разработване на нов модел и методи** за анализ на ЕЕГ мозъчната активност при различни емоционални и когнитивни състояния, базирани на ВСІ технология.
3. **Проектиране и разработване на нова ЕЕГ-базирана ВСІ методология** за анализ и оценка на емоционалните състояния при работещи възрастни.
4. **Разработване и валидиране на предложената методология** за анализ и оценка на нивата на умора, базирани на ВСІ, при учители по сугестопедия чрез експериментални изследвания.

Методология на изследването

В отговор на установените в научната литература изследователски ограничения и пропуски е разработена методологична рамка за оценка на умствената умора в реална образователна среда, базирана на ЕЕГ и мозъчно-компютърен интерфейс (ВСІ). Вместо да се фокусира върху ЕЕГ реакции, предизвикани от конкретни задачи, предложената методология използва записи на ЕЕГ в състояние на покой, направени преди и след продължителна преподавателска дейност. Доказано е, че ЕЕГ в състояние на покой отразява базисни невронни състояния, свързани с когнитивната готовност, умората и възстановяването, което я прави подходящ инструмент за установяване на промени на ниво състояние, породени от продължително умствено натоварване.

Методологията интегрира в единна рамка:

- Регистриране на ЕЕГ данни
- Предварителна обработка на сигнала
- Извличане на спектрални характеристики
- Статистически анализ

Фокусът е върху анализа на тета, алфа, бета и делта честотни ленти, предвид установената им значимост за вниманието, работното натоварване и процесите, свързани с умората. От статистическа гледна точка, методологията се основава на научни препоръки, насърчаващи анализ, базиран на оценки, в неврофизиологичните изследвания. Вместо да се разчита единствено на тестове за значимост, настоящото изследване използва средни разлики, оценка на размера на ефекта и доверителни интервали за количествено определяне на промяната преди и след измерванията в мощността на ЕЕГ честотните ленти. Този подход подпомага прозрачното тълкуване както на величината, така и на несигурността на наблюдаваните ефекти.

Методологичната рамка е валидирана на два етапа: първоначално пилотно проучване и последващо основно проучване. Пилотното проучване служи за валидиране на осъществимостта, усъвършенстване на процедурите за анализ и оценка на предварителните модели, докато основното проучване разширява приложението на методологията върху по-голям набор от данни.

Научни публикации

Основните резултати от дисертацията са публикувани в научната литература през периода 2019–2024 г. Пълен списък на публикациите е представен в края на резюмето на дисертацията.

Идентифицирани цитати

За тези публикации са идентифицирани два цитата, включени в края на автореферата.

II. СЪДЪРЖАНИЕ НА ДИСЕРТАЦИЯТА

ГЛАВА 1

ВЪВЕДЕНИЕ И ПРЕГЛЕД НА ЛИТЕРАТУРАТА ЗА ЕЕГ-БАЗИРАН АНАЛИЗ НА УМОРАТА

1.2 Прилагане на ЕЕГ при оценка на когнитивните състояния

ЕЕГ технологията е най-често използвана в невронаучните изследвания, включително клиничните и неклиничните, поради достъпни цени, преносимостта и високата времева резолюция. Благодарение на постоянното усъвършенстване на инструментариума и обработката на сигнали, ЕЕГ-базираните системи за мозъчно-компютърни интерфейси излизат от рамките на лабораторните изследвания. Такива устройства се използват както от здрави хора, така и за рехабилитация на страдащи от частична или пълна парализа. Директните канали за комуникация между мозъка и външната среда, като системите за мозъчно–машинен интерфейс или мозъчно–компютърен интерфейс, служат като ясен пример за това. Постигнат е значителен напредък и научната общност е достигнала етапи като дори разпознаване на букви чрез ЕЕГ сигнали, като основната заслуга за тези постижения се дължи на алгоритмите за обработка на сигнали, адаптивната обработка на сигнали и методите за откриване и класификация на шаблони.

1.3. Цел и задачи на дисертацията

Цел

Да се проектира и разработи нова методология, използваща ЕЕГ-базирана ВСІ технология за анализ и оценка на емоционални и когнитивни състояния, както и придобиване на нови научни знания чрез експериментални изследвания.

От целта произтичат следните задачи:

1. Преглед на световната научна литература относно неврокогнитивните ЕЕГ-базирани подходи и изследвания за анализ и оценка на емоционални и когнитивни състояния.
2. Проектиране и разработване на нов модел и методи за анализ на ЕЕГ активността на мозъка при различни емоционални и когнитивните състояния, базирани на ВСІ.
3. Проектиране и разработка на нова методология за ЕЕГ-базиран ВСІ за анализ и оценка на емоционалните състояния на работещи възрастни.
4. Разработване и верифициране на предложената методология за ВСІ анализ и оценка на нивата на умора при учители по сугестопедия чрез експериментални изследвания.

1.4 Литература

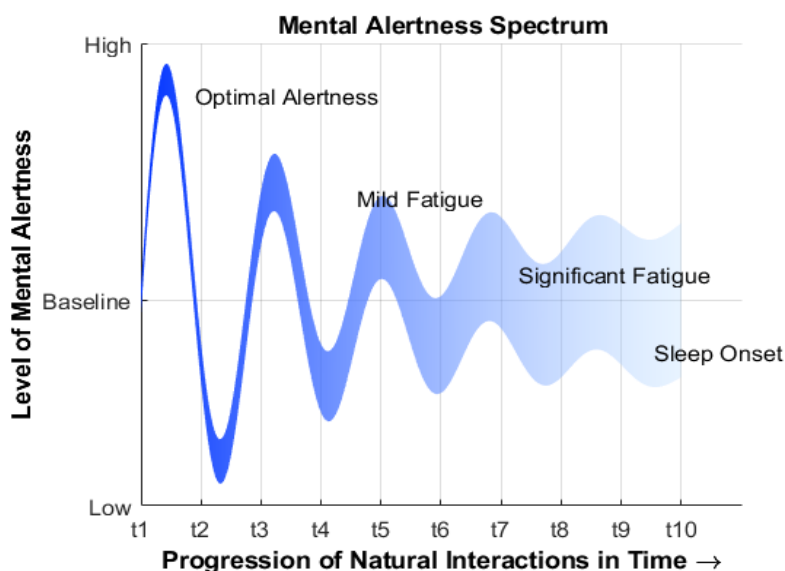
Образователната среда е динамична и се развива бързо, което изисква иновативни решения за справяне с текущи предизвикателства, като например умората сред учителите. Сугестопедичният метод на преподаване се прилага широко в чужбина като метод за ускорено преподаване. Учителите по Сугестопедия, за разлика от колегите си в масовото образование, съобщават за липса на умора и по-голямо удовлетворение от преподавателската практика.

Това създава предпоставка за направеното експериментално изследване чрез използване на иновативни технологии като неврокогнитивни науки, използващи техники на електроенцефалография. Целта е да се намерят емпирични доказателства, които да обосноват нивата на умора при учителите. ЕЕГ е надеждна мярка за откриване на умствена умора, бдителност и мотивация, които са важни елементи в настоящия контекст и са валидирани в множество емпирични изследвания, използващи мозъчни честоти: делта (до 4Hz), тета (4-8Hz), алфа (8-13 Hz) и бета (13-30 Hz).

Преглед и анализ на съществуващи изследвания, свързани с темата на докторската дисертация, са извършени в следните подраздели:

1.4.1 Умствена умора

Умората е описана в литературата по повече от един начин. В тази дисертация умората се характеризира като функция на поведенчески и когнитивни процеси, които се случват по време на будно състояние (фигура 1). Ако будността се разглежда като спектър, а не като миг, тогава от единия край ще бъде бдителност, а от другия - сън. По време на развитието на естествените взаимодействия, които се случват в рамките на този спектър, бдителността постепенно намалява и настъпва умора.



Фигура 1:- Концептуално представяне на прогресията на умората по спектъра на будност.

На физическо ниво, умората често се характеризира с преобладаващо усещане за отпадналост, а на неврокогнитивно ниво умората се проявява като намалена бдителност. Последствията от умората върху представянето също са обсъдени в изследването на Kathner и сътр., 2014, където едновременно се използват характеристики както в времевата, така и в честотната област за определяне на умората. Освен това, ако ангажираността не е възнаграждаваща, това може да доведе до липса на мотивация. Проучванията показват, че умората възпрепятства както капацитета за изпълнение, така и мотивацията.

Настоящата дисертация има за цел да изследва мозъчната активност на учителите чрез анализ на ЕЕГ в покой, записан преди и след преподаване по метода Сугестопедия. Продължителността на учебната дейност е между 2,5 и 3 часа, и чрез изследване на ЕЕГ активността в покой преди и след класа се стремим да направим изводи относно умората. Предполагаме, че ЕЕГ активността в покой преди и след сесията съдържа биомаркери, които могат да подпомогнат анализа на умствената умора на учителя.

1.4.2 ЕЕГ осцилации и тяхното функционално значение

Неврокогнитивният подход в тази дисертация се отнася до използването на промени в невронната активност, регистрирана с помощта на ЕЕГ, за изследване на умствената умора. В повечето случаи умствената умора се изучава в контролирани лабораторни условия и обикновено се разчита на промени в мощността на ЕЕГ лентите, като например увеличаването на фронталния тета и алфа. Предишни изследвания за откриване на умора и бдителност са използвали ЕЕГ измервания и анализ на лицеви характеристики. Kathner и сътр. (2014) показват, че комбинирането на ЕЕГ характеристики във времевата и честотната област подобрява оценката на умората. Проучванията последователно установяват, че умората намалява както капацитета за изпълнение, така и мотивацията.

1.4.3 Фронтална тета: внимание и умора при когнитивно натоварване

Фронталният тета ритъм (обикновено 4–8 Hz), играе ключова роля при измерване на когнитивното натоварване, вниманието и умората. Фронталната тета активност по средната линия (фронтотранзалните електроди Fz, F3/F4, Cz) е последователно свързана с когнитивното натоварване, контрола на вниманието и изпълнителните функции. Многобройни ЕЕГ изследвания показват, че повишаване на мощността на фронталните тета вълни се наблюдава по време на задачи, изискващи продължително внимание, работна памет и когнитивен контрол, което отразява ангажираността на префронталните невронни мрежи, участващи в целенасоченото поведение.

В условия на повишено когнитивно натоварване, е доказано, че силата на фронталната тета вълна се увеличава с трудността на задачата, което показва нейната чувствителност към умствените усилия и изискванията за обработка на информация. Усилването на тета вълната често се интерпретира като маркер на механизми за контрол „отгоре надолу“, подпомагащи разпределението на ресурсите за внимание и поддържането на информация, свързана със задачата. Следователно, фронталната тета активност се счита за надежден неврофизиологичен индикатор за когнитивна ангажираност и натоварване.

1.4.4 Алфа активност при внимание и умора

Алфа ритъмът (обикновено дефиниран в честотния диапазон от 8–13 Hz) отдавна е признат за централен ритъм на ЕЕГ при хората и играе ключова роля в процесите на внимание и умствената умора. Обикновено алфа активността се е интерпретирала като индикатор за „покой“ на кората на мозъка; въпреки това, съвременните неврокогнитивни

изследвания преосмислят алфа осцилациите като активен механизъм, участващ в обработката на информация, регулирането на вниманието и функционалното инхибиране. Умствената умора въвежда допълнителна сложност в интерпретацията на алфа активността. По време на продължителна когнитивна активност, алфа мощността може да се увеличи, особено в задните кортикални области, което показва намалена кортикална възбуда и намален капацитет за внимание. Това алфа усилване е широко докладвано в изследвания на умората и често се интерпретира като неврофизиологичен корелат на намалена бдителност и повишена когнитивна неангажираност. Важно е, че алфа активността може също да показва преходни намаления по време на усилие за компенсация в състояния на умора, особено когато индивидите се опитват да поддържат производителност въпреки намаляващите когнитивни ресурси. Това динамично поведение предполага, че алфа осцилациите отразяват както свързано с умората неангажираност, така и компенсаторен контрол на вниманието, в зависимост от изискванията на задачата и индивидуалните стратегии.

Следователно, връзката между алфа активността и умората трябва да се разбира като зависима от контекста, а не като еднопосочна. Алфа мощността сама по себе си не характеризира уникално умората, а трябва да се интерпретира заедно с други ЕЕГ измервания, като тета и бета активност, поведенчески показатели и субективни данни за умора.

1.4.5 Бета-честотата при умствена умора

Бета ритъмът (обикновено се дефинира в честотния диапазон от 13–30 Hz) е тясно свързан с активна когнитивна обработка, бдителност и сензомоторна интеграция. В ЕЕГ изследванията бета осцилациите обикновено се свързват със състояния на продължително внимание, изпълнителен контрол и ангажираност със задачата. За разлика от нискочестотните ритми като тета и алфа, които често отразяват широки промени в когнитивните усилия или кортикално инхибиране, бета-активността обикновено се интерпретира като индикатор за целенасочена невронна активност. В приложенията за откриване на умора за интерфейс мозък-компютър базирани на ЕЕГ, характеристиките на бета-честотите често се включват като част от многовариантни набори от характеристики, а не като самостоятелни индикатори. Макар че бета-активността сама по себе си не определя еднозначно умствената умора, нейната модулация предоставя представа за компенсаторните механизми и адаптивния отговор на мозъка към продължителни когнитивни изисквания. Интерпретирани в рамките на

многолентова и чувствителна към задачата перспектива, бета осцилациите предоставят ценна информация за разбирането на динамиката на умората както в експериментален, така и в приложен контекст.

1.4.6 Системи за интерфейс мозък-компютър при откриване на умора

Системите за ВСІ осигуряват директен комуникационен път между невронната активност и външни устройства, като преобразуват мозъчните сигнали в смислени контролни или оценъчни маркери. През последните години ВСІ базирани на ЕЕГ получават все по-голямо внимание за откриване и наблюдение на умствена умора. Този интерес се обуславя от необходимостта от обективна оценка на умората в реално време в области като транспорт, здравеопазване, образование и взаимодействие човек-компютър, където когнитивното претоварване и продължителното умствено усилие могат да влошат производителността и безопасността. Типичните ВСІ системи за откриване на умора включват няколко етапа: получаване на ЕЕГ сигнал, предварителна обработка (филтриране и обработка на артефакти), извличане на характеристики, избор на техники за класификация или регресия. Често използваните характеристики включват абсолютна и относителна мощност на лентите, съотношения на лентите (напр. тета/алфа, алфа/бета), мерки за кохерентност и показатели, базирани на ентропия. След това тези характеристики се въвеждат в класификатори като: машини с опорни вектори (SVMs), невронни мрежи или модели за групово преподаване (ensemble learning models), за да се оцени разлика между състояния на тревога и умора. ВСІ системите за откриване на умора се използват както в лабораторни, така и в реални условия. Лабораторните изследвания предизвикват умора чрез контролирани когнитивни задачи, докато приложенията в реалния свят оценяват умората в натуралистични среди като шофьорски симулатори, промишлени работни места или учебни контексти. Лабораторните подходи осигуряват висок контрол, а реалните приложения – по-голяма екологична валидност за практическо наблюдение на умората.

Въпреки трудностите при измерване и оценка на умората в реална среда, потенциалът на ВСІ системите е значителен поради напредъкът в преносимата ЕЕГ технология, безжичното предаване на данни и обработката в реално време. Това позволява създаването на преносими ВСІ платформи за дългосрочно наблюдение, като интеграцията на мултимодални данни и контекстно-осъзнати модели ще увеличи тяхната роля в обективната оценка и превенция на умствената умора.

1.4.7 Пропуски и ограничения в съществуващите изследвания

След прегледа на литературата са идентифицирани ключови ограничения и пропуски, които формираха дизайна на експерименталните изследвания в тази дисертация:

1. Повечето ЕЕГ изследвания на умората се провеждат в контролирани лабораторни условия с изкуствени когнитивни задачи, докато проучванията на умората по време на реални професионални дейности са ограничени.
2. Изследванията за умора на учителите по време на реално преподаване са почти липсващи, въпреки че ЕЕГ е използвана за анализ на внимание и ангажираност в класната стая.
3. Малко проучвания използват ЕЕГ в състояние на покой, записана преди и след реални професионални задачи, обикновено базовата активност се измерва преди симулирани задачи, свързани с когнитивното натоварване.
4. В контекста на образованието, невронаучните изследвания се фокусират предимно върху учениците, докато неврофизиологичните аспекти на когнитивните състояния на учителите остават слабо проучени.
5. Няма достатъчно данни за неврофизиологична умора на учителите по време на реална преподавателска дейност.
6. До момента не съществуват ЕЕГ изследвания на умората сред учители по Сугестопедия в реална образователна среда, има проучвания главно върху учениците.

1.5 Заключение

В обобщение, прегледаната литература установява ЕЕГ и ВСІ технологиите като мощни инструменти за изследване на умствената умора, но също така разкрива значителни концептуални, методологични и контекстуални пропуски. Тези пропуски включват неяснотата на ЕЕГ маркерите за умора, доминирането на лабораторни изследвания и недостига на изследвания, фокусирани върху реални учебни среди. Справянето с тези ограничения изисква разработването на нови ЕЕГ-базирани методологии, съобразени с реални когнитивни условия и основани на статистически анализ за оценка. Настоящата дисертация има за цел да допринесе за методологично обоснован и валидиран подход към оценката на умствената умора при учителите по Сугестопедия.

ГЛАВА 2

СИСТЕМАТИЧНО ИЗСЛЕДВАНЕ НА ЕЕГ ВСІ МЕТОДИ ЗА ОЦЕНКА И АНАЛИЗ НА МЕНТАЛНИ СЪСТОЯНИЯ.

С оглед на целта на дисертацията и описаната втора задача, в тази глава е представена концептуална структура, обхващаща методите, използвани за изследванията, проведени в настоящата дисертация. Като централна, ЕЕГ техниката е описана подробно, а системата за интерфейс мозък-компютър е включена като рамка за провеждане на ЕЕГ-базирани изследвания за оценка на менталните състояния. Представен е нов ВСІ модел, включващ събиране на ЕЕГ данни и филтрирането им, техники за предварителна обработка на сигнала, методи за анализ на сигнала и извличане на информативни характеристики. Главата също така разглежда изследванията върху менталните състояния, за да подчертае възможностите на ЕЕГ техниката в контекста на настоящото изследване.

2.1 Системи за интерфейс мозък-компютър

ВСІ системите регистрират невронни сигнали, обработват ги, извличат информативни характеристики и преобразуват тези характеристики в интерпретируеми изводи (команди), без да разчитат на периферни двигателни пътища (Фигура 2.1). Докато ранните изследвания върху ВСІ се фокусираха върху генерирането на мозъчна активност за целенасочен контрол на система, съвременните класификации разграничават активни, реактивни и пасивни ВСІ (Таблица 2.1).



Фигура 2.1: Основните компоненти на стандартната система за интерфейс между мозък и компютър

Активната ВСІ използва мозъчни сигнали, генерирани доброволно от потребителя с намерението да контролира целенасочено система или устройство. Реактивната ВСІ използва мозъчна реакция, която възниква автоматично, когато потребителят обръща внимание на стимули, например реакция на сензорно възприятие на стимули. Пасивната ВСІ наблюдава текущата мозъчна динамика, за да прави изводи за когнитивни или

емоционални състояния, без да изисква целенасочен контрол от страна на потребителя. Такива системи са особено важни за оценка на умственото натоварване, откриване на умора и афективни реакции.

Таблица 2.1: Обобщение на активните, реактивните и пасивните системи за мозъчно-компютърен интерфейс.

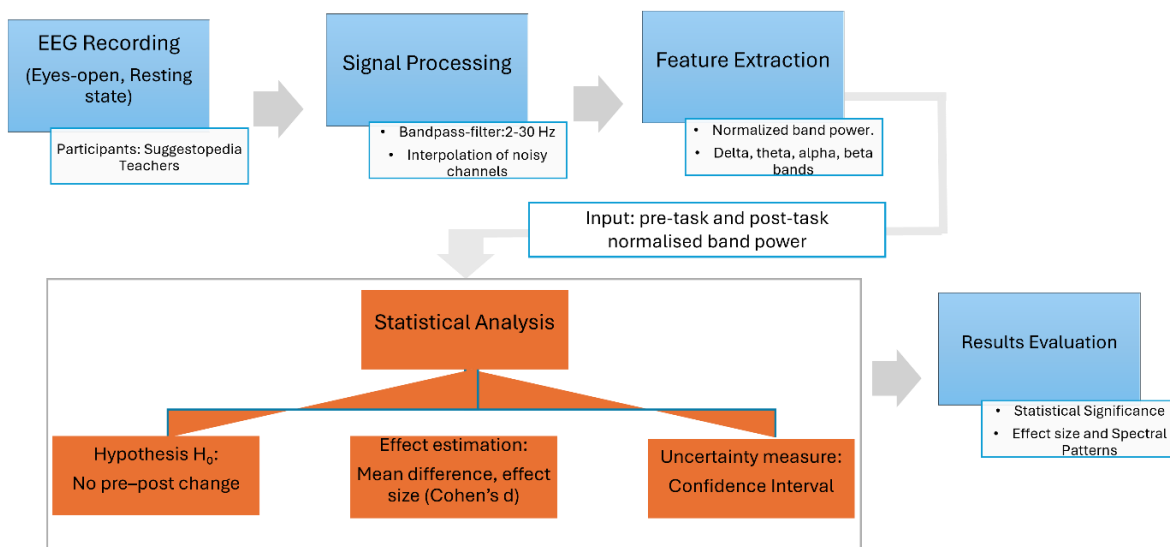
Тип ВСІ	Намерение на потребителя	Основен механизъм	Типични сигнали	Примерни приложения
Активен ВСІ	Целенасочен	Потребителят целенасочено генерира мозъчна активност, за да контролира система	Моторни образи, волева ЕЕГ модуляция	Управление на роботизирана ръка, навигация с инвалидна количка, управление на курсора
Реактивен ВСІ	Целенасочен отговор на стимули	Мозъчни реакции, предизвикани от външни стимули	P300, SSVEP, потенциали, свързани със събития	P300 правопис, избор на визуално меню, команди, управлявани от стимули
Пасивен ВСІ	Без целенасочен контрол	Системата следи когнитивното или емоционалното състояние на потребителя	Внимание, работно натоварване, умора, сигнали за стрес	Откриване на умора на водача, наблюдение на вниманието, адаптивни човеко-компютърни интерфейси

Настоящото изследване е в рамките на парадигмата на пасивния ВСІ. Предложената рамка систематично анализира спектралните характеристики, получени от ЕЕГ, за да определи количествено промените в неврокогнитивните и емоционалните състояния.

2.3 ЕЕГ ВСІ-базирани методи за оценка и анализ на ментални състояния.

Блокова схема на предложените ЕЕГ-базирани методи за интерфейс мозък-компютър за анализ и оценка на емоционални и психически състояния е представена на Фигура 2.3. ЕЕГ в състояние на покой се записва при отворени очи преди и след продължителна преподавателска дейност в реална образователна среда. Регистрираните сигнали претърпяват предварителна обработка, разделяне на сигнала на епохи и оценка на спектралната мощност в рамките на предварително определени честотни ленти (делта, тета, алфа и бета). Специфичните за лентите характеристики на мощността се нормализират и анализират с помощта на статистически методи, базирани на оценка, включително средни разлики, размер на ефекта (d на Коен) и доверителни интервали. Получените пространствени и честотно-специфични ЕЕГ модели се интерпретират, за

да се характеризират промените в неврокогнитивното състояние, свързани с продължителна когнитивна ангажираност и умствена умора.



Фигура 2.3: Блокова диаграма на EEG-базираните VCI методи за оценка на емоционални и когнитивни състояния

- **EEG регистриране**

Регистрирането на EEG сигналите е първата стъпка и въпреки че съществуват усъвършенствани алгоритми за обработка на сигнали, които могат да премахват артефакти от околнен шум, мигане, мускулни движения, или електрическата мрежова честота, най-добрата практика е експериментът да бъде проектиран така, че тези артефакти да се свеждат до минимум. Поради това е взето решение да се записва EEG в състояние на покой.

- **Обработка на сигнали**

Анализът на данните е осъществен с помощта на модула EEGLAB, интегриран в средата MATLAB. Първият етап от обработката на сигнала се извършва в следната последователност: местоположението на електродите се интегрира със стойностите на суровите данни в съответния формат. Данните се маркират с времеви отпечатъци, за да се отбележи началото и края на записа в състояние на покой. След това в инструментариума EEGLAB, наборът от EEG данни се филтрира интерактивно. Базовата функция е *eegfilt*.

- **Абсолютна мощност**

Нека $x(n)$ е дискретна ЕЕГ времева серия с дължина N . Честотното представяне на сигнала е получено с помощта на дискретно преобразуване на Фурие, изчислено чрез бързо преобразуване на Фурие (FFT):

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j\frac{2\pi kn}{N}}$$

където $k = 0, 1, \dots, N - 1$ е честотният индекс, а $j = \sqrt{-1}$ е имагинерната единица.

Спектралната плътност на мощността (PSD) е изчислена като квадрат на величината на коефициентите на Фурие:

$$P(k) = \frac{1}{N} |X(k)|^2$$

Абсолютната мощност за всяка честотна лента е получена чрез сумиране на спектралната мощност в съответния честотен диапазон:

$$P_{\text{band}} = \sum_{k \in \mathcal{K}_{\text{band}}} P(k)$$

където $\mathcal{K}_{\text{band}}$ означава набор от честотни индекси, съответстващи на всяка ЕЕГ лента.

- **Общата спектрална мощност**

Общата спектрална мощност е изчислена като сума от мощностите във всички честотни ленти:

$$P_{\text{total}} = \sum_{k \in \mathcal{K}_{\text{total}}} P(k)$$

където $\mathcal{K}_{\text{total}}$ включва всички честотни индекси в анализирания диапазон (2–30 Hz).

- **Относителна мощност**

За да се отчетат междуиндивидуалните различия и да се позволи сравнение между условията, относителната мощност се изчислява за всяка честотна лента:

$$P_{\text{rel}} = \frac{P_{\text{band}}}{P_{\text{total}}} \times 100\%$$

където:

- P_{band} е абсолютната мощност в специфичната честотна лента

- P_{total} е общата мощност във всички ленти
- **Осредняване на данни**

За всеки участник, експериментално условие (преди и след задачата) и ден на запис, подобрите епохи без артефакти бяха осреднени, за да се получи единична стойност за всеки канал и честотна лента. Тези стойности впоследствие бяха осреднени през всички сесии на запис, което доведе до една представителна стойност преди и след задачата за всеки участник, електрод и честотна лента.

- **Статистически анализ**

Промените в относителната мощност между условията преди и след задачата са количествено определени, използвайки d на Коен като мярка за размера на ефекта:

$$d = \frac{\mu_{post} - \mu_{pre}}{\sigma_{pooled}}$$

където:

- μ_{pre} и μ_{post} са средните стойности преди и след задачата
- σ_{pooled} е обединеното стандартно отклонение

Обобщеното стандартно отклонение е изчислено като:

$$\sigma_{pooled} = \sqrt{\frac{\sigma_{pre}^2 + \sigma_{post}^2}{2}}$$

Освен това са изчислени 95% доверителни интервали (ДИ), за да се оцени статистическата надеждност на наблюдаваните промени. Промяната се счита за статистически значима, ако съответният доверителен интервал не включва нула.

2.5 Заключение

Глава 2 представя цялостна ЕЕГ-базирана методология за оценка на ментални състояния, обхващаща събиране на сигнали, предварителна обработка, извличане на характеристики и статистическа оценка. Комбинацията от нормализирана относителна мощност и статистика, базирана на размер на ефекта и доверителни интервали, осигурява надеждна и интерпретируема оценка на свързаните със състоянието ЕЕГ промени, като надгражда традиционното бинарно тестване за значимост.

ГЛАВА 3

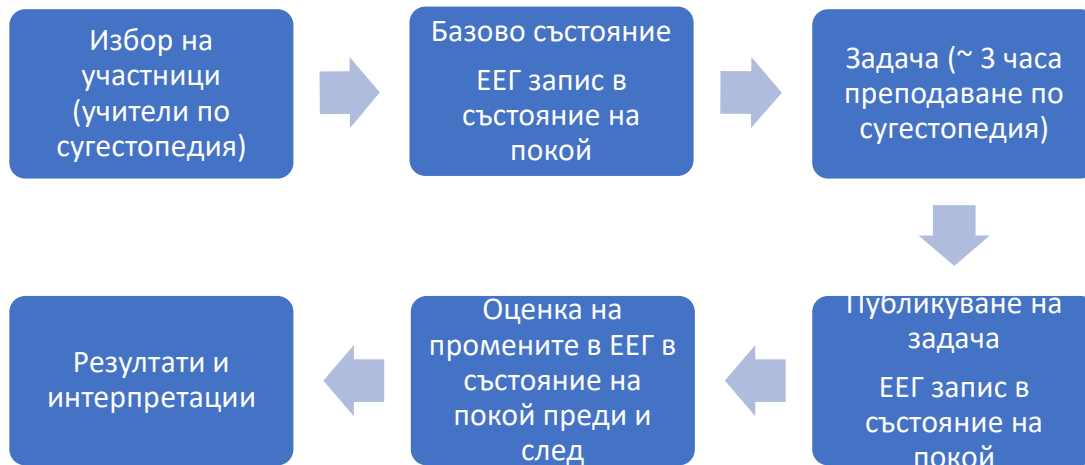
МЕТОДОЛОГИЯ ЗА ОРИГИНАЛНИ МЕТОДИ ЗА НЕВРОКОГНИТИВЕН АНАЛИЗ И ОЦЕНКА НА ЕМОЦИОНАЛНИ СЪСТОЯНИЯ, БАЗИРАНИ НА ИНТЕРФЕЙС МОЗЪК-КОМПЮТЪР

В Глава 3 е представена нова ЕЕГ-базирана VCI методология за анализ и оценка на емоционалните състояния при работещи възрастни, която интегрира събирането на ЕЕГ данни, предварителната обработка на сигнала, извличането на спектрални характеристики и статистическия анализ в единна рамка. Фокусът е върху анализа на тета, алфа, бета и делта лентите, предвид установената им значимост за вниманието, работното натоварване и процесите, свързани с умората. За да се преодолее неяснотата при интерпретацията на отделни честотни ленти, е приложен многолентов и пространствено ориентиран подход, който позволява по-фино характеризирание на промените в невронното състояние. Методологичната рамка е валидирана на два етапа: с първоначално пилотно проучване в настоящата глава и последващо основно проучване, описано в Глава 4. Чрез аргументиране на методологичните решения въз основа на установените в литературата ограничения и пропуски, тази глава формулира систематичен, възпроизводим и приложим в реални условия подход за оценка на умствената умора при учителите.

3.1 Материали и методи

Използван е изследователски протокол предназначен да установи промените в мозъчната активност в състояние на покой, свързани с продължителна когнитивна ангажираност в автентична образователна среда. Схематично представяне на протокола на изследването е представено на Фигура 3.1. Изследването започва с подбор на участници, специално сертифицирани преподаватели по Сугестопедия с богат професионален опит. След това, базовите ЕЕГ записи са направени в състояние на покой с отворени очи преди учебната задача, осигурявайки отправна точка за последващи сравнения. Състоянието с отворени очи е избрано така, че да отразява по-добре естествените състояния на бдителност, свързани с класната стая, и да се сведе до минимум алфа доминирането, свързано със записите със затворени очи. Задачата се състои от приблизително три часа непрекъснато преподаване, базирано на принципите на сугестопедията. За разлика от лабораторните когнитивни задачи, учебната сесия се провежда в реална образователна среда, като по този начин се запазва екологичната валидност и се улавят автентични невронни реакции

при продължително умствено усилие. След завършване на учебната задача се получава втори ЕЕГ запис в състояние на покой при същите условия като базовото измерване. Фазата на оценяване включва директно сравнение преди и след това на ЕЕГ записите в състояние на покой.



Фигура 3.1: Общ преглед на експерименталния протокол, илюстриращ избора на участници, запис на ЕЕГ в състояние на покой на изходното ниво, продължителна учебна задача, запис на ЕЕГ в състояние на покой след задачата и оценка на ЕЕГ промените преди и след това за оценка на неврокогнитивното състояние

Промените в мощността в предварително дефинирани честотни ленти се оценяват, за да се идентифицират неврокогнитивни промени, свързани с продължителна учебна дейност. Това сравнение формира основата за последващ статистически анализ и интерпретация, което позволява идентифицирането на пространствено и честотно-специфични ЕЕГ модели. Накрая, наблюдаваните промени в честотните ленти се обобщават и интерпретират, като неврокогнитивните модели се анализират във връзка с умствената умора, компенсаторния когнитивен контрол и продължителната ангажираност.

3.2.1 Участници

Участниците в това проучване са учители от сугестопедични центрове в София и Варна. Критериите за включване бяха да са сертифицирани преподаватели по сугестопедия. Осем участници се включиха доброволно в проучването. Данните им (след тяхната анонимизация) са достъпни за ползване с цел научни изследвания.

3.2.2 Етика

Изследването е проведено в съответствие с етичните насоки, като се гарантира, че участниците са добре информирани за целите, процедурите, рисковете и ползите от изследването, преди да дадат съгласие. Поверителността е гарантирана, а самоличността на участниците е анонимизирана при докладването на резултатите. Това изследване е одобрено на 05.06.2023 г. с протокол № 1/2023 от ECSR-IRBAS (Етичен комитет за научни изследвания, Институт по роботика към БАН).

3.2.3 ЕЕГ устройство

ЕЕГ данните са регистрирани с устройство Mitsar EEG-201 (<https://mitsar-eeg.com/>) с 21 гел-базирани електрода, монтирани в еластична платнена капачка, следвайки системата 10–20 на Американското електроенцефалографско дружество (Sharbrough et al., 1991). Тези електроди са разположени на позиции Fp1, Fp2, Fpz, F7, F8, Fz, F3, F4, FT7, FC3, FCz, FC4, FT8, T3, C3, Cz, C4, T4, TP7, CP3, CPz, CP4, TP8, T5, P3, Pz, P4, T6, O1, Oz и O2. Референтните електроди A1 и A2 са поставени на мастоидитните позиции, а заземяващ електрод е позициониран на AFz. ЕЕГ сигналът е семплиран с честота 256 Hz. Приложени са високопропускащ филтър с долна граница 2 Hz и нискочестотен филтър с горна граница 30 Hz, като по този начин се запазва сигналът в диапазона 2–30 Hz. Събирането на данни и представянето на стимулите са контролирани от софтуерния пакет Win-EEG. Обработката, съхранението и онлайн показването на данните са извършени на лаптоп (Intel Core i5 2.5 GHz, 16 GB RAM, Microsoft Windows 11 Professional 64bit).

3.2.4 Структура на изследването

Изследването е организирано в два етапа. В първия етап е проведено пилотно валидиране на методологията с един участник в продължение на 3 седмици, осигурявайки достатъчен брой ЕЕГ записи за детайлен анализ. Общият набор включва 5 серии записи, като всяка серия съдържа два записа – преди и след занятието. В пилотното проучване са използвани 4 записа, тъй като един набор е отхвърлен. Във втория етап е проведено изследване със седем участници от четири сугестопедични центъра : 7-keys - София, Meta - София, Oniro - София и Сугестопедичен център - Варна. Във всички тези центрове се преподава предимно английски и гръцки езици.

Обработката на данни и анализ на резултатите се проведеха в Института по роботика към Българската академия на науките.

3.2.5 Процедура на експерименталната установка

Участникът е настанен удобно на стол с подлакътници, а на скалпа му се поставя шапката с електроди на ЕЕГ ВСИ системата Mitsar. Участниците са инструктирани да не участват в активни мисловни процеси, да избягват физически движения и да се фокусират върху черен екран с бял кръст в центъра, за да контролират движенията на погледа. ЕЕГ данните в състояние на покой се записват в продължение на 5-10 минути преди началото на занятиято, около 18 часа. Впоследствие друг набор от ЕЕГ данни се записва в продължение на 5-10 минути след занятиято, между 20:30 и 21 часа.

3.2.6 Обработка на ЕЕГ данни

Анализът на данните е извършен с тулбокса EEGLAB в среда MATLAB. Предварителната обработка включва:

- Маркери за събитията и електродите: Местоположението на ЕЕГ електродите и маркерите за събития, които указват началото и края на измерванията в състояние на покой, са включени в данните за всеки електрод. Маркерите за събития са времеви маркери, които позволяват синхронизация на ЕЕГ сигнала с конкретни събития или задачи.
- Извличане на епохи: От записите преди и след занятията са изрязани 15-секундни епохи, организирани като триизмерен масив - епоха \times канал \times времеви семпъл, (1 епоха \times 19 канала \times (256 \times 15) семпъл).
- Филтриране и почистване на шум: Приложени са високо пропускарщ филтър 2 Hz и нискочестотен филтър 30 Hz. Силно шумни епохи са отхвърлени, а шумни електроди са интерполирани за минимизиране на загубата на данни.

В пилотното проучване за анализ на данните са използвани пет позиции на електродите: Fz, Cz, Pz, O1 и O2. Те бяха избрани така, че да включват фронталната, централната и задната част на тялото, тъй като са от значение за откриване на умора.

3.3 Пилотно проучване

Пилотното проучване беше проведено в реална образователна среда, за да се оцени функционирането и практическата приложимост на предложената методология. Основната цел не беше да се правят обобщени заключения относно неврокорелати за умствена умора, а да се провери приложимостта на протокола на изследването, процедурите за получаване на ЕЕГ, процеса на обработка на данни и рамката за статистически анализ. Пилотното проучване позволи да се идентифицират потенциални методологични ограничения и оптимизирането им преди основното проучване.

3.3.1 Участници

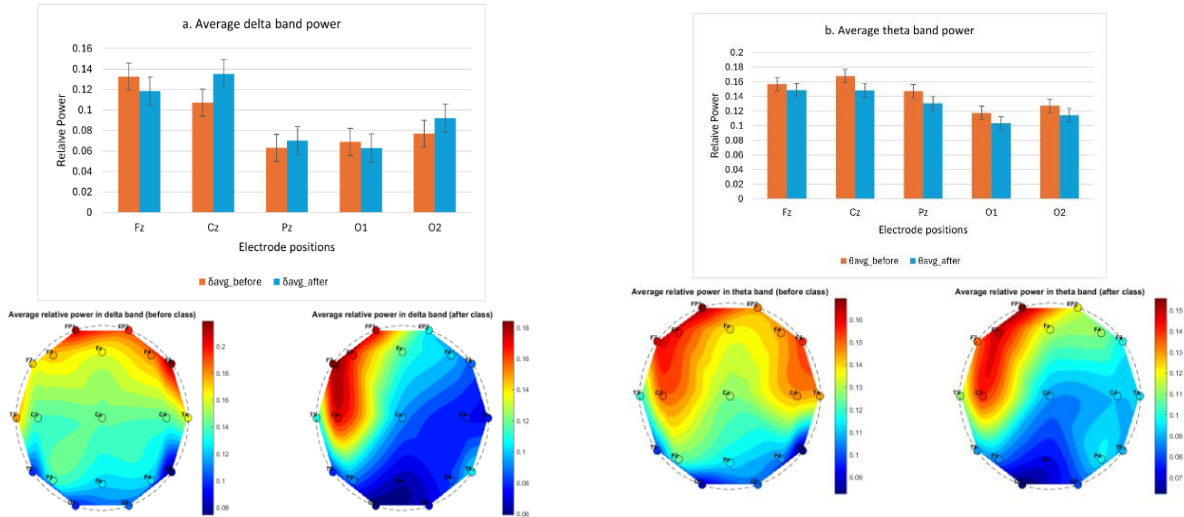
Пилотното проучване включва един преподавател по сугестопедия с дългогодишен опит. Осъществени бяха пет ЕЕГ записа преди преподаването и пет след него, по време на реални условия на преподаване.

3.3.2 Експериментална тестова платформа

Целта на пилотното проучване беше да се провери дали предложената методология може да измери и идентифицира интерпретируеми ЕЕГ промени между мозъчната активност в състояние на покой преди и след продължителна преподавателска дейност. Фокусът тук бе върху качеството на сигнала, надеждността на спектралните оценки и приложимостта на оценъчните статистически мерки в реални условия. Резултатите по-долу описват взаимовръзките между мощностите на ЕЕГ лентите и промените в алфа-бета съотношението с цел формулиране на надеждно заключение относно умората на учителите.

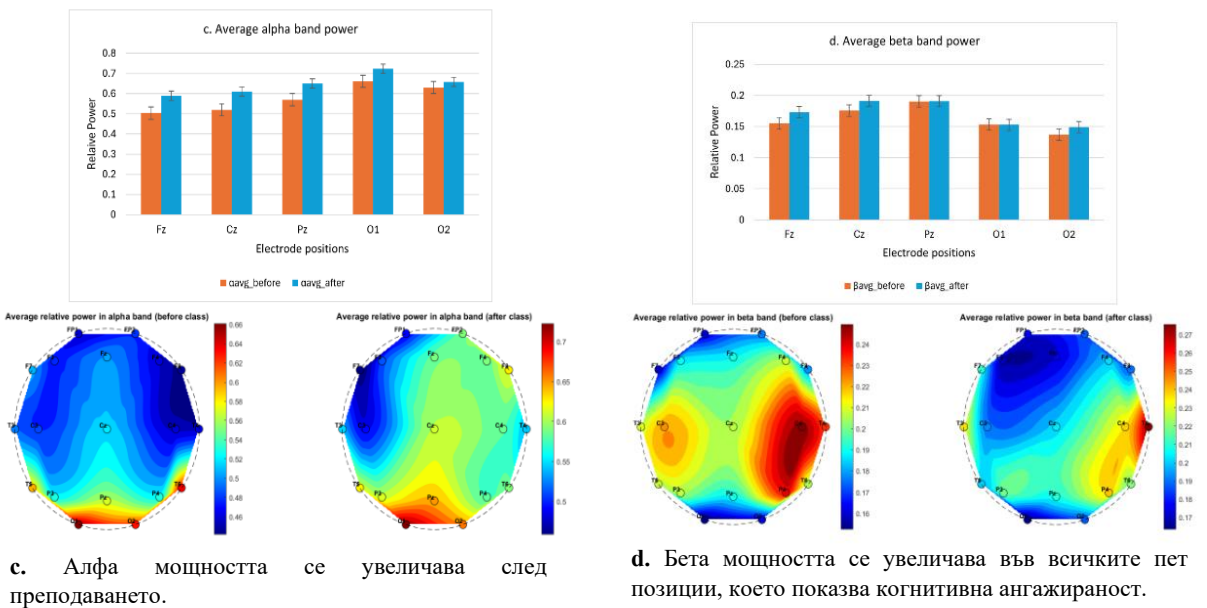
3.3.3 Резултати от пилотното проучване

Представените резултати се базират на изследването за откриване на ЕЕГ-маркери за наличие на умора на учител след 2.5 до 3 часа учебна сесия. Сугестопедичният клас включва креативна учебна програма, включваща ролеви игри за разбиране при четене, концерти за пеене за предизвикване на релаксация, като същевременно се практикуват вербални умения, като част от методологията на преподаване. По тази причина, ние оспорваме високи нива на умора на учителите в представеното изследване, чрез използване на ЕЕГ измервания и анализ. Резултатите на Фигура 3.2 показват взаимовръзките между мощността на ЕЕГ лентите и промените в алфа-бета съотношението, позволявайки надеждни изводи относно умората на учителите.



a. Делта мощността след преподаването намалява при Fz и O1, но се увеличава при Cz, Pz и O2. Този модел е нееднозначен.

b. Тета мощността намалява след преподаването. Това намаление не е индикатор за умора.



c. Алфа мощността се увеличава след преподаването.

d. Бета мощността се увеличава във всичките пет позиции, което показва когнитивна ангажираност.

Фигура 3.2: Промени в ЕЕГ мощността по честотни ленти: (а) делта (2–4 Hz) и (b) тета (4–8 Hz) (горен ред, ляво–дясно), и (c) алфа (8–13 Hz) и (d) бета (13–30 Hz) (долен ред, ляво–дясно). За всяка честотна лента, бар диаграмите показват средната ЕЕГ мощност преди (оранжево) и след (синьо) часа по сугестопедия, осреднена за всички дни на запис. Хоризонталната ос указва електродните, а вертикалната-относителната мощност. Съответните топографски карти илюстрират пространственото разпределение на средната относителна мощност преди преподаването (вляво) и след преподаването (вдясно) за всички 19 електрода. Синият цвят обозначава ниска интензивност, а червеният – най-висока интензивност.

3.3.4 Дискусия на резултатите от пилотното проучване

Най-високата мощност е наблюдавана в алфа честотата в позициите на електродите, както е показано на Фигура 3.2 и в Таблица 3.1. Наблюдава се увеличаване на бета мощността при Fz, Cz и O2, със стабилни стойности при Pz и O1, съчетано с намаляване на тета и непоследователност на мощността между отделните електроди за тета честотата. ЕЕГ проучванията в контекста на умората единодушно показват повишената алфа активност при наличие на умора. В рамките на настоящия изследователски подход алфа активността може да има многозначна интерпретация и не се свързва еднозначно с умора. Мозъчната активност след преподаване е записана около 21 часа, следователно повишената алфа може да означава сънливост, вместо умора. Тета мозъчната активност, чието повишаване се счита за надежден биомаркер на умора, обикновено се наблюдава във фронталните, централните и тилни области. В настоящото изследване обаче намаляването на средната тета активност и вариациите в мощността на тета лентата между отделните записи не свидетелстват за постоянна умора, при която се очаква повишение на тета активността.

Таблица 3.1: Обобщение на ЕЕГ резултатите и интерпретация на пилотно проучване.

ЕЕГ лента	Наблюдаван модел	Типична интерпретация (литература)	Интерпретация в това изследване	Заклучение
Алфа	Увеличаване на мощността между електродите	Повишена алфа умора	Вероятно отразява сънливост поради късното време на запис (~21:00)	Неясно, не е надежден индикатор за умора в този контекст
Тета	Намаляване на мощността между електродите	Повишена тета, силен биомаркер на умората	Липсата на постоянно увеличение предполага липса на постоянна умора.	Не поддържа наличието на умора
Бета	Увеличение при Fz, Cz и O2; стабилно при Pz и O1	Повишена бета, когнитивна ангажираност, внимание	Вероятно отразява поддържането на активност при когнитивно натоварване	Показва продължителна когнитивна ангажираност, а не умора
Делта	Непоследователност на мощността	Смесена/неясна връзка с умората	Резултатите са неубедителни	Изисква допълнителни данни и анализ

Изследването на бета мощността показва увеличение във фронталната (Fz) и централната (Cz) средна линия, както и в дясната тилна област, при относителна стабилност в париеталната (Pz) и лявата тилна позиция (O1). Фронталната и париеталната кора са свързани с ключови когнитивни функции като внимание, работна памет и пространствена обработка на информацията. В тилните области бета активността се асоциира с визуална ангажираност, докато в париеталните - с обработка на сензорна информация. Наблюдаваната стабилна до повишена бета активност е индикатор за поддържана когнитивна ангажираност и внимание. В условия на продължително натоварване, увеличението на бета активността може да отразява компенсаторен механизъм за запазване на бдителността, особено във фронталните области. Отчетеното повишение на средната бета мощност при Fz и Cz подкрепя интерпретацията за активен когнитивен контрол.

Непоследователните резултати в делта лентата не позволяват еднозначно заключение относно връзката ѝ с умората и изискват допълнителен анализ в бъдеще.

3.4 Заключение

С оглед постигане целта на дисертацията, в тази глава е разработена и представена нова методология за неврокогнитивния анализ и оценка на емоционалните и психическите състояния, базирана на рамка за интерфейс мозък-компютър (BCI). За да се демонстрира осъществимостта и приложимостта на предложената методология, за валидирането и е използвана умствената умора и е изследвана чрез пилотно проучване.

Резултати

Предложен е нов подход за анализ на ЕЕГ мозъчната активност в състояние на покой, регистрирана в реална образователна среда, вместо в контролирани лабораторни условия, за улавяне на автентични невронни и когнитивни състояния преди и след реален учебен процес. Изследването използва връзките между честотните ленти на ЕЕГ като индикатори за умора. Резултатите от пилотното изследване показват, че не е установена умора. Въпреки това са планирани допълнителни проучвания с по-голям брой участници. Дефинирана е **Нулевата хипотеза (H₀)**: Няма значителна разлика в мощността на тета, алфа, бета и делта диапазоните в ЕЕГ преди и след задачата; т.е. задачата не предизвиква умора.

ГЛАВА 4

ВАЛИДИРАНЕ НА ПРЕДЛОЖЕНАТА МЕТОДОЛОГИЯ ЗА ОЦЕНКА НА НИВАТА НА УМОРА ПРИ УЧИТЕЛИТЕ ПО СУГЕСТОПЕДИЯ

С оглед целите и задачите на дисертацията, както и за верифициране на иновативната методология, разработена в Глава 3, предложеният подход беше разширен и валидиран върху по-голяма извадка от учители по Сугестопедия. Това позволява по-надеждна статистическа оценка на нулевата хипотеза и по-добро обобщаване на резултатите с цел да се установят емпирични доказателства за нивата на умора чрез сравнение на мощността на ЕЕГ честотните ленти преди и след учебния процес.

4.2 Методи

4.1. Хипотеза

Нулева хипотеза (H₀): Няма значителна разлика в мощността на тета, алфа, бета и делта честотите в ЕЕГ преди и след задачата, т.е. задачата не предизвиква умора.

4.2.1 Участници

Проучването е отворено за сертифицирани преподаватели по сугестопедия. Участниците са поканени чрез семинари и посещения, където са информирани за целите на изследването, и могат доброволно да се включат или да се откажат по всяко време. ЕЕГ данните бяха записани от 7 участници, но един набор беше изключен поради нестабилно калибриране, затова за по-нататъшен анализ са използвани данните на 6 участници.

Таблица 4.1: Общ преглед на ЕЕГ експерименталния протокол, използван за оценка на умората, включително участник, експериментално условие и условия на запис.

Параметър	Описание
Участници	7 възрастни (един набор е изключен в следствие)
Експериментални условия	Преди задачата (базово ниво) и след задачата (след преподаване)
Продължителност на записа	2 минути за условие
Анализирани ЕЕГ честотни ленти	Делта (2–4 Hz), Тета (4–8 Hz), Алфа (8–13 Hz), Бета (13–30 Hz)

4.2.2 Етична рамка на изследването

Проучването е проведено в съответствие с етичните изисквания на ЕС, като е осигурена информация за целите, процедурите, рисковете и ползите от проучването преди даване на информираното съгласие. Поверителността е гарантирана, а самоличността на участниците е анонимизирана при докладването на резултатите. Това изследване е

одобрено с протокол № 1/2023 от ЕКНИ към ИР-БАН (Етична Комисия за Научни Изследвания, Институт по роботика, Българска академия на науките).

4.2.3 ЕЕГ устройство

Таблица 4.2: Технически спецификации на системата за ЕЕГ запис и конфигурацията на записите, използвана за регистриране на данни.

Компонент	Детайли
Използвано устройство	Mitsar-smartBCI
Капачка на електрода	Шапка с гел, системата 10–20
Брой електроди	19 ЕЕГ канала
Поставяне на електрода	Fp1, Fp2, F7, F8, Fz, F3, F4, C3, Cz, C4, T3, T4, T5, T6, P3, Pz, P4, O1, O2
Референтен електрод	Central reference
Заземителен електрод	AFz
Честота на дискретизация	256 Hz
Софтуер за събиране на данни	Win-EEG
Система за обработка	Лаптоп (Intel Core i5, 16 GB RAM)

4.2.4 Процедура

Участникът сядва удобно на стол с подлакътници, като на главата му е монтирана ЕЕГ шапката с електроди на системата Mitsar. Инструктиран е да не се ангажира с активни мисловни процеси, да избягва физически движения и да се фокусира върху черен екран с бял кръст в центъра, за да контролира движенията на погледа. ЕЕГ данните в състояние на покой се записват в продължение на 3 минути преди занятиято. Впоследствие се записва друг набор от ЕЕГ данни в продължение на 3 минути след занятиято.

4.2.5 Софтуерна рамка за анализ на ЕЕГ сигналите

Анализът на данните е извършен с тулбокса EEGLAB в среда MATLAB. Предварителната обработка включва стъпките представени в подсекция 3.2.6. Част от анализа е извършен и в Excel.

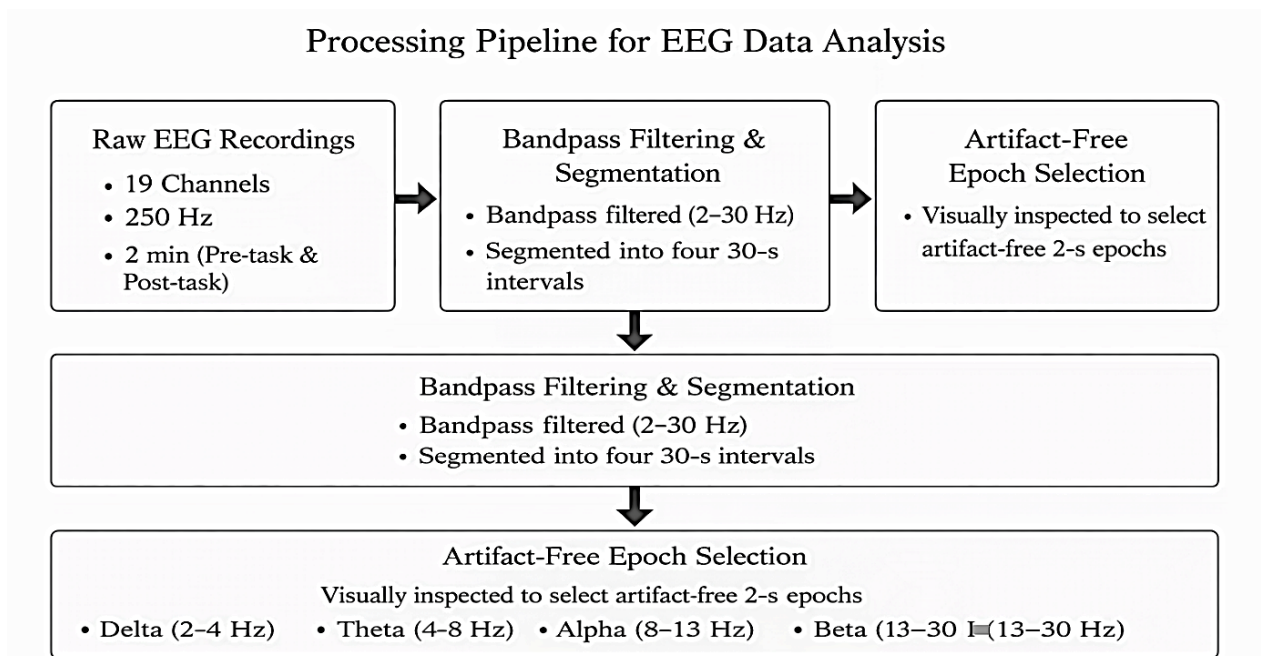
4.2.6 ЕЕГ регистриране и обработка на данните

Процесът на обработка на ЕЕГ данните е показан в Таблица 4.3 и фигура 4.1. Данните са филтрирани в диапазона 2–30 Hz, сегментирани в 2-секундни епохи и са избрани сегментите без артефакти. Относителната мощност на честотните ленти (делта, тета,

алфа, бета) е изчислена с помощта на EEGLAB и нормализирана спрямо общата мощност (1–30 Hz). След това е проведена статистическа оценка чрез изчисляване на средни разлики, Коен d и 95% доверителни интервали между условията преди и след преподаване.

Таблица 4.3: Преглед на процедурите за предварителна обработка и анализ на EEG сигнали, приложени преди статистическата оценка на промените, свързани с умората.

Етап на обработка	Описание / Метод
1. Филтриране	Лентов филтър (2–30 Hz) се прилага за премахване на бавни отклонения и високочестотен шум
2. Епохално	Сегментиране на 2-минутни (120 s) EEG данни на 2-секундни епохи, съответстващи на периодите преди и след преподаването
3. Премахване на артефакти	Ръчна проверка за избор на епохи без мигания, мускулна активност и артефакти от движение
4. Оценка на мощността	Относителна мощност, изчислена с помощта на инструментариума EEGLAB за всяка честотна лента
5. Извличане на честотната лента	Извлечени мощности в делта (2–4 Hz), тета (4–8 Hz), алфа (8–13 Hz) и бета (13–30 Hz) ленти
6. Нормализация	Относителната мощност се изчислява по: (мощност на лентата / обща мощност от 1 до 30 Hz) \times 100
7. Статистически анализ	d на Коен и доверителни интервали, изчислени с помощта на стойности преди и след задачата



Фигура 4.1: Поток на процесите за обработка на EEG данни. Филтриране на суровите EEG записи (2–30 Hz), сегментиране в четири интервала от 30 секунди и последваща визуална проверка, за да се изберат епохи от 2 секунди без артефакти. Изчисляване на относителната мощност на лентата за основните EEG честотни ленти.

Изчисляване на относителните стойности на мощността за основните ЕЕГ честотни ленти (делта, тета, алфа и бета) в инструментариума EEGLAB:

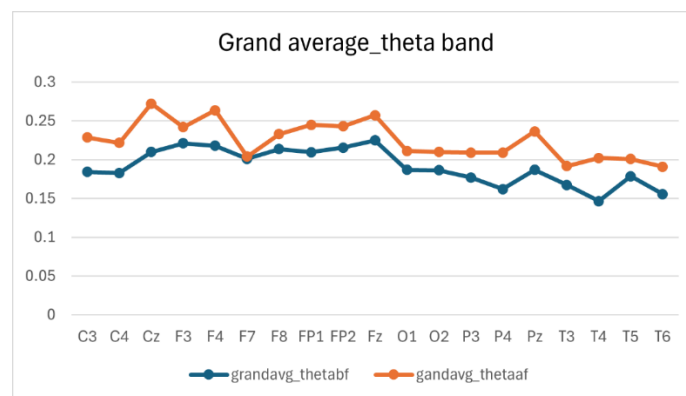
$$P_{rel} = \frac{P_{band}}{P_{total}} * 100\%$$

където P_{total} представлява сумата от мощността във всичките четири честотни ленти.

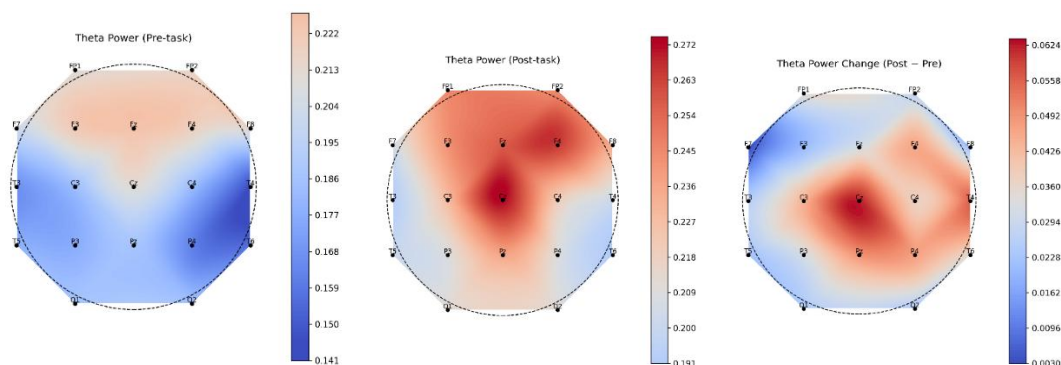
Изчисляване на нормализираните мощности на честотните ленти, които се използват при оценка на промените, свързани с умората между двете условия, като е направен инферентен статистически анализ, включващ средни разлики, Cohen's d и доверителни интервали.

4.3 Резултати

4.3.1 Визуално представяне



Фигура 4.2: Средната стойност на мощността на тета лентата, получена с помощта на 12 епохи от всеки от 6-те участници ($12 * 6 = 72$ епохи) в позициите на 19-те електрода преди обучителната задача (синя графика) и след обучителната задача (оранжева графика).



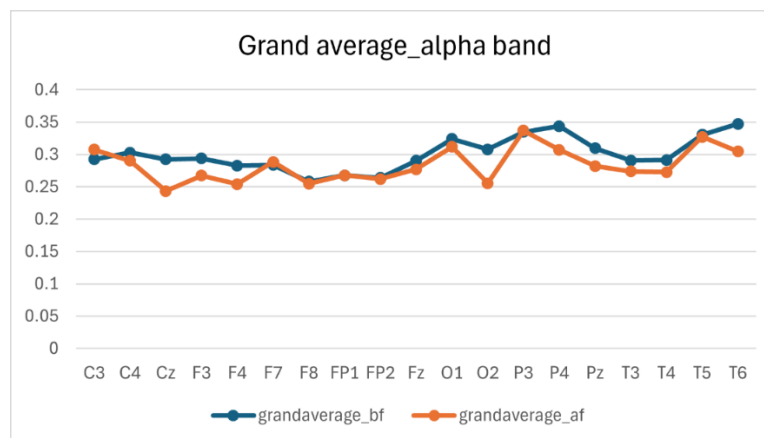
Фигура 4.3: Отляво надясно, топографски карти на средната мощност в тета диапазона в състояние на покой преди задачата, където фронталните области показват по-висока тета активност, характерна за типично състояние на покой. След задачата (в центъра), ясно

увеличение в централните и фронталните области. Топографската карта на разликите (вдясно) е получена чрез изчисляване на разликата между тета-мощността преди и след преподаване. Най-изразените промени се наблюдават в Cz, Pz, F4, P4 и T4 електродите, отразявайки доминирането на централните и десните области. Всички стойности, използвани за изготвяне на графиките, са изчислени като средни стойности от данните на шестимата участници.

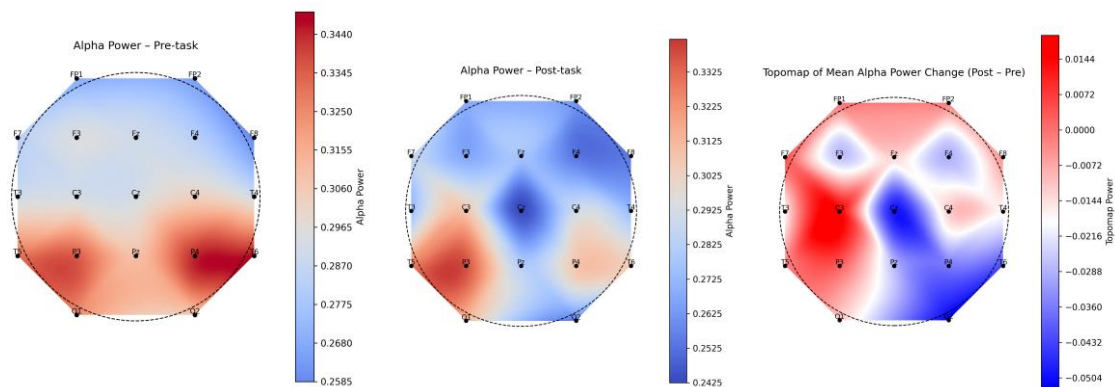
- **Тета честотна лента**

Фигура 4.2 показва, че тета-мощността се увеличава след преподаването, като оранжевата крива е по-висока във всички електродни позиции с изключение на F7. Едновременно с това фигура 4.3 (централният панел) показва по-висока тета-мощност след преподаването във фронталните, централните и париеталните области. Фигура 4.3 относно разликата (вдясно) показва точните области, където е настъпило увеличението - централната (Cz), париетално-средната линия (Pz) и F4, P4, T4, T6 в дясната хемосфера. Таблици 4.4 и 4.5 показват стойностите на Коен d и доверителните интервали. Най-големите ефекти са наблюдавани в дясната темпорална и централна област, като T4 ($d = 1.189$) и Cz ($d = 1.175$) показват най-силно увеличение на тета мощността. Значителни увеличения са открити и в париеталните и десните полукълба, включително Pz ($d = 0.937$) и P4 ($d = 0.934$). Умерени размери на ефекта са наблюдавани при F4 ($d = 0,752$) и C4 ($d = 0,733$), което предполага повишено когнитивно усилие и продължително внимание по време на учебната задача.

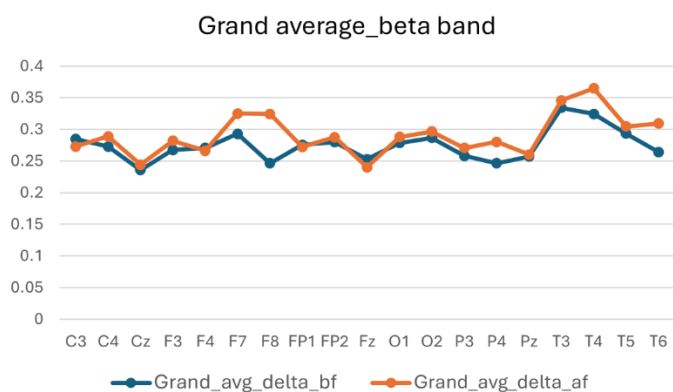
Средните промени в относителната тета мощност варират от 0,0029 до 0,0625% в различните електроди. Изследването на 95% доверителни интервали показва, че няколко канала показват стабилно увеличение на тета активността, по-специално T4, Cz, Pz, P4, F4, C4 и T6, тъй като доверителните интервали не включват нула.



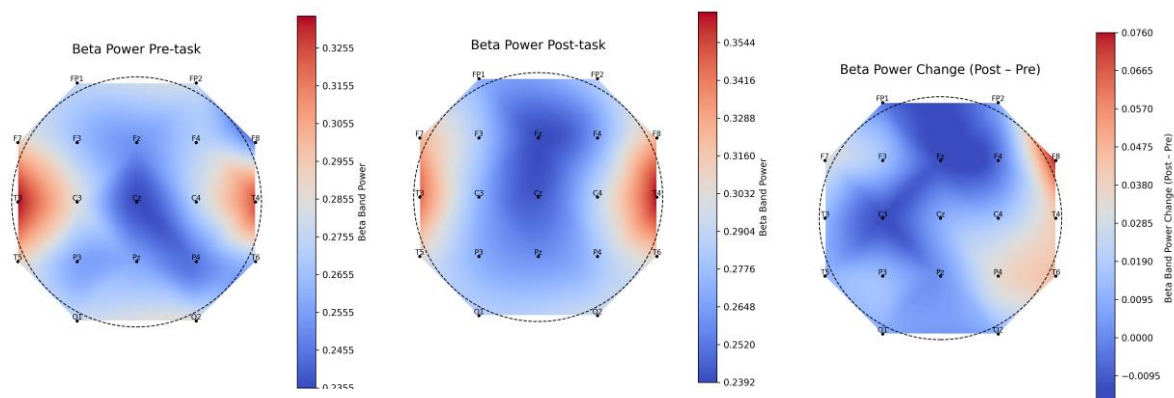
Фигура 4.4: Фигурата представлява средната стойност на мощността на алфа лентата, получена от 12 епохи за всеки от 6-те участници ($12 \cdot 6 = 72$ епохи) в позициите на 19-те електрода преди преподаване (синята крива) и след преподаване (оранжевата крива).



Фигура 4.5: От ляво на дясно, топографски карти на средната мощност в тета по време на изходно състояние на покой преди задачата, където фронталните области показват по-висока тета активност, характерна за типично състояние на покой. След задачата (в центъра) има ясно увеличение в централните и фронталните области. От разликите (вдясно) най-силните промени са наблюдавани в Cz, Pz, F4, P4 и T4 електродите, отразявайки доминирането на централните и десните области. Всички стойности, използвани за изготвяне на графиките, са изчислени като средни стойности от данните на шестимата участници.

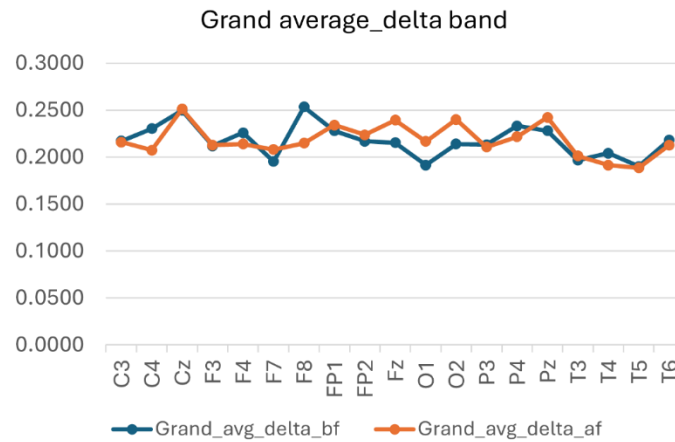


Фигура 4.6: Фигурата представлява средната стойност на мощността на бета лентата, получена с помощта на 12 епохи от всеки от 6-те участници ($12 \cdot 6 = 72$ епохи) в позициите на 19-те електрода преди преподаване (синята крива) и след преподаване (оранжевата крива).

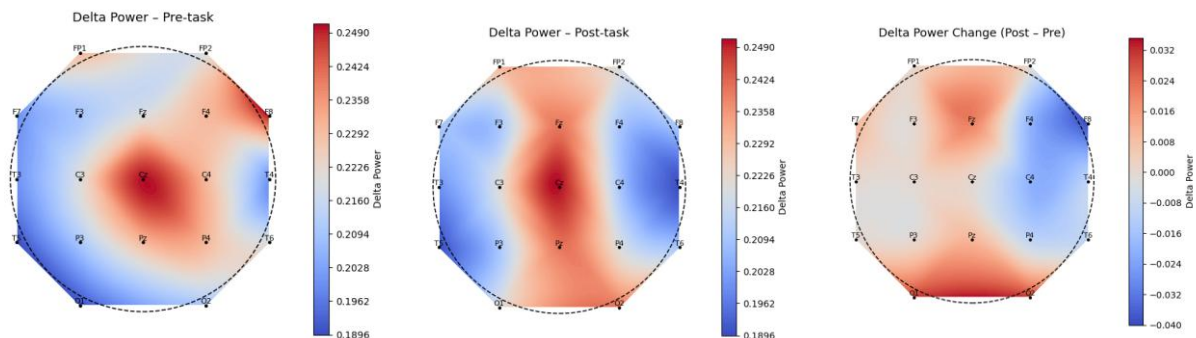


Фигура 4.7: От ляво на дясно, топографски карти на средната мощност в тета диапазона по време на изходно състояние на покой преди задачата, където фронталните области показват по-висока тета активност, характерна за типично състояние на покой. След задачата (в центъра), ясно

увеличение в централните и фронталните области. Топографската карта на разликите (вдясно) показва най-силните промени - в Cz, Pz, F4, P4 и T4 електродите, отразявайки доминирането на централните и десните области. Всички стойности, използвани за изготвяне на графиките, са изчислени като средни стойности от данните на шестимата участници.



Фигура 4.8: Фигурата представлява средната стойност на мощността на делта лентата, получена с помощта на 12 епохи от всеки от 6-те участници ($12 \cdot 6 = 72$ епохи) в позициите на 19-те електрода преди преподаване (синята крива) и след преподаване (оранжевата крива).



Фигура 4.9: От ляво на дясно, топографски карти на средната мощност в тета диапазона по време на изходно състояние на покой преди задачата, където фронталните области показват по-висока тета активност, характерна за типично състояние на покой. След задачата (в центъра), ясно увеличение в централните и фронталните области. Топографската карта на разликите (вдясно) показва най-силните промени - в Cz, Pz, F4, P4 и T4 електродите, отразявайки доминирането на централните и десните области. Всички стойности, използвани за изготвяне на графиките, са изчислени като средни стойности от данните на шестимата участници.

4.3.2 Статистически анализ

Съобразно целите и задачите на дисертацията, в този раздел са представени резултатите от статистическия анализ, използващ различни метрики за откриване на промени в ЕЕГ активността преди и след преподаване. Данните са представени в табличен вид, като първоначално се описват средната стойност, стандартното отклонение и дисперсията за периода преди и след преподаването за всички 19 електрода. В допълнение са изчислени

размерът на ефекта (*Cohen's d*), средната разлика и доверителните интервали, което позволява по-задълбочена оценка на наблюдаваните промени чрез придружаващите ги 95% доверителни интервали (CI), които показват несигурността около очакваната средна промяна и се използват за оценка на статистическата значимост. Електроди, чийто 95% CI не включва нула, показват надеждно увеличение на мощността след преподаване, докато интервалите, пресичащи нулата, предполагат, че наблюдаваната промяна може да не е статистически значима. Специално внимание е отделено на електродите, при които се наблюдават най-изразени ефекти. Таблиците по-долу показват статистически анализ на ниво електроди за измененията в мощността в четирите честотни ленти, сравняващи състоянията преди и след преподаването.

- **Тета честотна лента**

Таблица 4.4. Ефект на *Cohen's d* по електроди за промените в мощността в тета-лентата преди и след учебната задача. Размерите на ефектите бяха изчислени като разликата между средните стойности след задачата и преди задачата, разделена на обединеното стандартно отклонение ($d = (Post - Pre)/SD_{pooled}$). Електродите са класирани според величината на ефекта.

Rank	Channel	Pre-task (mean ± SD)	Post-task (mean ± SD)	Cohen's d
1	Cz	0.210 ± 0.052	0.272 ± 0.055	1.18
2	T4	0.153 ± 0.047	0.208 ± 0.046	1.17
3	Pz	0.187 ± 0.060	0.237 ± 0.043	0.94
4	P4	0.162 ± 0.052	0.209 ± 0.050	0.93
5	F4	0.218 ± 0.071	0.264 ± 0.052	0.75
6	C4	0.180 ± 0.043	0.219 ± 0.060	0.73
7	C3	0.184 ± 0.073	0.228 ± 0.069	0.64
8	O2	0.187 ± 0.051	0.210 ± 0.032	0.63
9	T6	0.162 ± 0.060	0.194 ± 0.060	0.59
10	O1	0.187 ± 0.060	0.212 ± 0.031	0.54
11	P3	0.177 ± 0.068	0.209 ± 0.053	0.53
12	FP1	0.212 ± 0.066	0.247 ± 0.061	0.51
13	T3	0.166 ± 0.045	0.190 ± 0.052	0.51
14	F8	0.214 ± 0.049	0.233 ± 0.041	0.43
15	FP2	0.214 ± 0.058	0.241 ± 0.067	0.41
16	T5	0.176 ± 0.070	0.198 ± 0.041	0.4
17	Fz	0.225 ± 0.099	0.257 ± 0.064	0.39
18	F3	0.225 ± 0.082	0.246 ± 0.061	0.28
19	F7	0.201 ± 0.058	0.200 ± 0.058	0.05

Таблица 4.5: Ефект на *Коеп d* за промените в мощността в тета и средни процентни промени в относителната мощност преди и след преподаване. Електродите са класирани според *d* на *Коеп*. Средната промяна представлява средното увеличение на относителната тета мощност сред участниците, изразено в процентни пунктове. Придружаващите ги 95% доверителни интервали

показват несигурността около очакваната средна промяна и се използват за оценка на статистическата значимост.

Rank	Channel	Cohen's d	Mean Change (%)	95% CI
1	T4	1.189	0.0555	[0.0421, 0.0680]
2	Cz	1.175	0.0625	[0.0275, 0.0931]
3	Pz	0.937	0.0495	[0.0252, 0.0727]
4	P4	0.934	0.0471	[0.0263, 0.0685]
5	F4	0.752	0.0457	[0.0227, 0.0685]
6	C4	0.733	0.0387	[0.0205, 0.0597]
7	C3	0.642	0.0442	[-0.0032, 0.0858]
8	O2	0.628	0.0235	[-0.0022, 0.0561]
9	T6	0.585	0.0354	[0.0023, 0.0720]
10	O1	0.538	0.0245	[-0.0021, 0.0510]
11	P3	0.532	0.0321	[-0.0015, 0.0668]
12	FP1	0.509	0.0354	[-0.0192, 0.0942]
13	T3	0.506	0.0243	[-0.0074, 0.0547]
14	F8	0.427	0.0193	[-0.0089, 0.0458]
15	T5	0.405	0.0221	[-0.0096, 0.0562]
16	FP2	0.413	0.0276	[-0.0288, 0.0780]
17	Fz	0.388	0.0323	[-0.0184, 0.0765]
18	F3	0.276	0.0207	[-0.0098, 0.0595]
19	F7	0.048	0.0029	[-0.0304, 0.0348]

- **Алфа честотна лента**

Таблица 4.6: Ефект на Коен d по електроди за промените в мощността на алфа-лентата между условията преди и след задачата. D на Коен е изчислено като разликата между средните стойности след задачата и преди задачата, разделена на обединеното стандартно отклонение ($d = (Post - Pre) / SD_{pooled}$). Електродите са класирани според абсолютната величина на ефекта. Отрицателните стойности показват намаляване на алфа мощността след преподаване, докато положителните стойности показват увеличение.

Rank	Channel	Pre-task (mean \pm SD)	Post-task (mean \pm SD)	Cohen's d
1	O2	0.308 \pm 0.111	0.255 \pm 0.087	-0.514
2	Cz	0.292 \pm 0.118	0.243 \pm 0.082	-0.479
3	T6	0.347 \pm 0.152	0.305 \pm 0.140	-0.293
4	P4	0.310 \pm 0.139	0.274 \pm 0.150	-0.25
5	Pz	0.310 \pm 0.110	0.282 \pm 0.121	-0.243
6	F4	0.283 \pm 0.168	0.254 \pm 0.145	-0.181
7	F3	0.294 \pm 0.158	0.268 \pm 0.172	-0.162
8	T3	0.291 \pm 0.101	0.274 \pm 0.142	-0.137
9	T4	0.291 \pm 0.161	0.273 \pm 0.112	-0.135
10	C3	0.293 \pm 0.113	0.308 \pm 0.183	0.101
11	O1	0.324 \pm 0.133	0.312 \pm 0.120	-0.097
12	C4	0.300 \pm 0.130	0.287 \pm 0.180	-0.082

13	Fz	0.294 ± 0.168	0.281 ± 0.162	-0.08
14	F7	0.284 ± 0.145	0.288 ± 0.170	0.029
15	F8	0.263 ± 0.142	0.260 ± 0.111	-0.026
16	T5	0.330 ± 0.132	0.326 ± 0.132	-0.026
17	P3	0.333 ± 0.151	0.335 ± 0.170	0.013
18	FP2	0.263 ± 0.158	0.262 ± 0.149	-0.01
19	FP1	0.270 ± 0.152	0.270 ± 0.161	0.001

Таблица 4.7: Ефект на Коен d по електроди, средни процентни промени и съответните 95% доверителни интервали за разликите в мощността на алфа-лентата между условията преди и след задачата. Електродите са класирани според величината на ефекта. Отрицателните стойности показват намаляване на мощността на алфа-лентата след преподаване, докато положителните стойности показват увеличение. 95% доверителни интервали предоставят оценка на несигурността, свързана със средната промяна в относителната алфа мощност сред участниците.

Rank	Channel	Cohen's d	Mean Change (%)	95% CI of Change
1	O2	-0.514	-0.0523	[-0.1223, 0.0042]
2	Cz	-0.479	-0.0492	[-0.0986, 0.0008]
3	T6	-0.293	-0.0426	[-0.1189, 0.0050]
4	P4	-0.25	-0.0363	[-0.1178, 0.0240]
5	Pz	-0.243	-0.0278	[-0.0919, 0.0325]
6	F4	-0.181	-0.0287	[-0.0569, -0.0035]
7	F3	-0.162	-0.0265	[-0.0514, 0.0086]
8	T3	-0.137	-0.0169	[-0.0510, 0.0228]
9	T4	-0.135	-0.0184	[-0.0714, 0.0294]
10	O1	-0.097	-0.012	[-0.0675, 0.0377]
11	C4	-0.082	-0.0126	[-0.0686, 0.0384]
12	Fz	-0.08	-0.0132	[-0.0419, 0.0265]
13	F8	-0.026	-0.0033	[-0.0366, 0.0267]
14	T5	-0.026	-0.0034	[-0.0397, 0.0334]
15	FP2	-0.01	-0.0016	[-0.0312, 0.0325]
16	FP1	0.001	0.0001	[-0.0281, 0.0372]
17	P3	0.013	0.0021	[-0.0470, 0.0614]
18	F7	0.029	0.0046	[-0.0315, 0.0510]
19	C3	0.101	0.015	[-0.0420, 0.0816]

- **Бета честотна лента**

Таблица 4.8: Ефект на Коен d по електроди за относителна мощност на бета-лентата преди и след преподаване. D на Коен е изчислено като разликата между средните стойности след задачата и преди нея, разделена на обединеното стандартно отклонение ($d = (Post - Pre)/SD_{pooled}$). Електродите са класирани според абсолютната величина на размера на ефекта. Положителните стойности показват увеличение на мощността на бета след преподаването, докато отрицателните стойности показват намаление.

Rank	Channel	Pre-task (mean ± SD)	Post-task (mean ± SD)	Cohen's d
1	F8	0.263 ± 0.049	0.324 ± 0.061	1.365

2	T4	0.324 ± 0.070	0.365 ± 0.040	0.734
3	T6	0.264 ± 0.061	0.309 ± 0.082	0.643
4	P4	0.246 ± 0.068	0.279 ± 0.083	0.448
5	F7	0.293 ± 0.072	0.325 ± 0.083	0.432
6	F3	0.268 ± 0.080	0.282 ± 0.061	0.208
7	T5	0.293 ± 0.073	0.305 ± 0.055	0.19
8	T3	0.334 ± 0.052	0.345 ± 0.072	0.184
9	C4	0.273 ± 0.079	0.289 ± 0.102	0.179
10	P3	0.258 ± 0.083	0.268 ± 0.062	0.174
11	C3	0.280 ± 0.083	0.269 ± 0.062	-0.168
12	Cz	0.208 ± 0.071	0.240 ± 0.010	0.144
13	FP2	0.284 ± 0.050	0.291 ± 0.050	0.139
14	O1	0.278 ± 0.072	0.287 ± 0.072	0.131
15	O2	0.288 ± 0.091	0.298 ± 0.062	0.128
16	Fz	0.252 ± 0.132	0.243 ± 0.072	-0.121
17	FP1	0.280 ± 0.072	0.270 ± 0.041	-0.059
18	F4	0.270 ± 0.111	0.270 ± 0.051	-0.051
19	Pz	0.260 ± 0.081	0.260 ± 0.061	0.044

Таблица 4.9: Ефект на *Коеи d* по електроди и средни промени в относителната мощност на бета-лентата преди и след задачата за преподаване. Електродите са класирани според величината на ефекта. Средната промяна представлява разликата между относителната мощност след преподаването и преди, а 95% доверителни интервали показват несигурността на очакваната промяна. Положителните стойности означават увеличение на мощността на бета, докато отрицателните стойности показват намаление.

Rank	Channel	Cohen's d	Mean Change (%)	95% CI
1	F8	1.365	0.0777	[0.0616, 0.0952]
2	T4	0.734	0.0406	[-0.0022, 0.0841]
3	T6	0.643	0.0452	[0.0172, 0.0725]
4	P4	0.448	0.0337	[-0.0101, 0.0834]
5	F7	0.432	0.0322	[-0.0108, 0.0784]
6	F3	0.208	0.0144	[-0.0279, 0.0425]
7	T5	0.19	0.0115	[-0.0115, 0.0335]
8	T3	0.184	0.0117	[-0.0286, 0.0518]
9	C4	0.179	0.0159	[-0.0300, 0.0809]
10	P3	0.174	0.0123	[-0.0200, 0.0452]
11	C3	-0.168	-0.0120	[-0.0349, 0.0128]
12	Cz	0.144	0.0082	[-0.0248, 0.0420]
13	FP2	0.139	0.0076	[-0.0185, 0.0385]
14	O1	0.131	0.0094	[-0.0133, 0.0307]
15	O2	0.128	0.0101	[-0.0417, 0.0611]
16	Fz	-0.121	-0.0125	[-0.0565, 0.0271]
17	FP1	-0.059	-0.0034	[-0.0547, 0.0375]

18	F4	-0.051	-0.0043	[-0.0572, 0.0432]
19	Pz	0.044	0.0032	[-0.0224, 0.0387]

- Делта честотна лента

Таблица 4.10: Ефект на *Коеп d* по електроди за относителна мощност в делта преди и след преподаването, *d* на *Коеп* е изчислено като разликата между средните стойности след преподаването и преди, разделена на обединеното стандартно отклонение ($d = (\text{Post} - \text{Pre})/\text{SD}_{\text{pooled}}$). Електродите са класирани според величината на ефекта. Положителните стойности показват увеличение на мощността в делта след преподаването, докато отрицателните стойности показват намаление.

Rank	Channel	Pre-task (mean ± SD)	Post-task (mean ± SD)	Cohen's d
1	F8	0.253 ± 0.063	0.215 ± 0.065	-0.596
2	O2	0.214 ± 0.041	0.240 ± 0.051	0.541
3	T4	0.204 ± 0.055	0.225 ± 0.060	0.371
4	O1	0.191 ± 0.098	0.217 ± 0.054	0.318
5	C4	0.230 ± 0.067	0.207 ± 0.083	-0.304
6	Fz	0.215 ± 0.080	0.239 ± 0.085	0.282
7	Pz	0.228 ± 0.074	0.242 ± 0.067	0.188
8	F7	0.195 ± 0.066	0.208 ± 0.074	0.168
9	P4	0.233 ± 0.060	0.222 ± 0.074	-0.166
10	F4	0.226 ± 0.079	0.214 ± 0.073	-0.157
11	T6	0.218 ± 0.048	0.213 ± 0.057	-0.094
12	FP2	0.217 ± 0.078	0.224 ± 0.066	0.09
13	T3	0.196 ± 0.064	0.201 ± 0.050	0.082
14	FP1	0.228 ± 0.061	0.234 ± 0.066	0.078
15	P3	0.213 ± 0.082	0.211 ± 0.083	-0.024
16	T5	0.190 ± 0.090	0.188 ± 0.068	-0.024
17	Cz	0.250 ± 0.061	0.251 ± 0.053	0.022
18	C3	0.217 ± 0.075	0.216 ± 0.069	-0.015
19	F3	0.212 ± 0.069	0.213 ± 0.084	0.012

Таблица 4.11: Ефект на *Коеп d* по електроди и средни промени в относителната мощност преди и след преподаването. Електродите са класирани според величината на *d* на *Коеп*. Средната промяна представлява разликата между стойностите на мощността след преподаването и преди, а 95% доверителни интервали показват несигурността на очакваната промяна. Положителните стойности означават увеличение на мощността, докато отрицателните - намаление.

Rank	Channel	Cohen's d	Mean Change (%)	95% CI
1	F8	-0,598	-0,0386	[-0,0759, 0,0096]
2	O2	0.553	0,0261	[-0,0039, 0,0553]
3	O1	0.315	0,0252	[-0,0217, 0,0685]
4	C4	-0,282	-0,0230	[-0,0574, 0,0139]
5	Fz	0.263	0,024	[-0,0364, 0,0754]

6	T4	-0,216	-0,0125	[-0,0396, 0,0191]
7	Pz	0,188	0,0142	[-0,0081, 0,0378]
8	P4	-0,170	-0,0117	[-0,0328, 0,0068]
9	F7	0,168	0,0126	[-0,0371, 0,0571]
10	F4	-0,141	-0,0121	[-0,0623, 0,0403]
11	T6	-0,094	-0,0054	[-0,0397, 0,0282]
12	FP2	0,09	0,0069	[-0,0411, 0,0532]
13	T3	0,084	0,0046	[-0,0324, 0,0355]
14	FP1	0,078	0,0061	[-0,0449, 0,0538]
15	P3	-0,030	-0,0025	[-0,0405, 0,0385]
16	Cz	0,022	0,0014	[-0,0271, 0,0248]
17	T5	-0,018	-0,0015	[-0,0358, 0,0329]
18	C3	-0,016	-0,0012	[-0,0448, 0,0443]
19	F3	0,012	0,001	[-0,0411, 0,0341]

4.4 Дискусия на резултатите

Таблица 4.12 обобщава промените в ЕЕГ честотните ленти въз основа на размера на ефекта (*d* на Коен) и статистическата надеждност (95% CI). Разглеждайки резултатите във всички честотни ленти заедно, най-изразеният ефект е увеличаването на активността в тета-лентата, подкрепено от умерени до големи размери на ефекта и няколко доверителни интервала, които не пресичат нулата. Усилването на мощността на тета честотата е широко свързано с продължително когнитивно усилие и повишено умствено натоварване. За разлика от това, мощността на алфа показва тенденция към потискане в няколко електрода, което предполага продължителна мозъчна активация и ангажираност на вниманието по време на учебната задача. Активността в бета честотата показва умерено увеличение във фронталните и темпоралните области, отразявайки активната когнитивна обработка, въпреки че тези промени са по-малко статистически стабилни. Мощността на делта честотата не показва постоянен модел на промяна и всички доверителни интервали включват нулата, което показва липса на надеждна модулация на тета активността. Като цяло, комбинираният модел на усилване на тета, потискане на алфа и умерено увеличение на бета предполага неврофизиологично състояние, характеризиращо се с продължително когнитивно усилие и ранна поява на умствена умора, а не с дълбока физиологична умора или сънливост.

Таблица 4.12: Обобщение на промените в ЕЕГ честотните ленти въз основа на размера на ефекта (*d* на Коен) и статистическата надеждност (95% CI), като се подчертава положителен модел в тета честотната лента (следвана от алфа и бета честотната лента), което предполага продължително когнитивно усилие и умора в дясното полукълбо (тета).

Честотна лента	Наблюдавана промяна (<i>d</i> на Коен)	Надеждност (доверителен интервал)
Делта	смесен	не е значителен
Тета	увеличение	с най-силното доказателство
Алфа	тенденция на намаляване	умерен
Бета	леко увеличение	слаб

4.5 Заключение

В тази глава предложената методология е разширена и валидирана върху по-голяма извадка от учители по Сугестопедия, което позволява по-надеждна статистическа оценка на нулевата хипотеза и по-добро обобщаване на резултатите. В съответствие с основната цел на дисертацията - прилагане и експериментално валидиране на ЕЕГ-базирана методология за оценка на умората при учители по сугестопедия, представената в Глава 3 методология бе валидиран в реални условия с осем участници. Анализът се фокусира върху сравнението на спектралните промени в мощността на делта, тета, алфа и бета честотните ленти преди и след учебната дейност, като по този начин се осигурява систематична рамка за оценка на неврофизиологичните маркери на умората.

По отношение на дефиниранта **нулева хипотеза (H0)**, резултатите **частично я отхвърлят**. След обучителната задача бяха идентифицирани статистически значими промени в **тета честотната лента на ЕЕГ, като се наблюдаваха увеличения на мощността в електродите в средна и дясна кортикални позиция (Cz, Pz, P4, F4, T4, T6)**. Тези резултати показват, че задачата преди и след преподаване предизвиква измерими неврофизиологични промени. По-специално, при електрод F4 се наблюдава статистически значимо намаление на алфа мощността, както и значително увеличение на бета мощността при F8, което допълнително потвърждава наличието на свързана със задачата невронна модулация.

Въпреки това, не всички честотни ленти показаха стабилни и значими статистически промени. По-специално, **активността в делта-лентите не показва значителни разлики**, както и алфа и бета промените при някои от електродите.

Комбинираният модел на тета усилване, алфа потискане и локализирано бета повишаване, наред с липсата на значителна делта модулация, предполага неврофизиологично състояние, характеризиращо се с продължително когнитивно усилие с маркери на умствена умора в дясното полукълбо, а не с изразено изтощение или

сънливост. Тези открития прецизират интерпретацията на умората в контекста на преподаването, подчертавайки, че наблюдаваните промени са по-съвместими с продължителна когнитивна ангажираност.

Експерименталните резултати потвърждават ЕЕГ-базираната методология като надежден и чувствителен подход за откриване на невронна динамика, свързана с умората, в реални образователни условия, демонстрирайки нейната практическа приложимост извън лабораторна среда. В заключение, методологията се доказва като ефективна за оценка на промени, свързани с умората при учители по Сугестопедия, и като обективен инструмент за наблюдение на когнитивното натоварване и менталните състояния по време на реално преподаване.

ОСНОВЕН ИЗВОД

Идентифицирани са съществени методологически пропуски в съществуващите изследвания, свързани както с анализа на ЕЕГ честотните ленти, така и с фокуса на изследвания върху умората в образователния контекст. Честотните ленти се разглеждат предимно изолирано, без да се отчитат функционалните взаимовръзки и динамичните взаимодействия между тях, което ограничава цялостната интерпретация на неврокогнитивните процеси. В същото време изследванията са концентрирани основно върху учениците, докато умората при учителите остава слабо проучена. Затова е създадена нова методология за МКИ, базирана на ЕЕГ, за оценка на емоционалните състояния при работещи възрастни. Предложената методология е валидирана чрез иновативна експериментална процедура, базирана на реални данни, като изследванията не са проведени в контролирана лабораторна среда, а с учители преподаващи по метода Сугестопедия директно в класната стая. Експерименталните данни доказват ефективността на методологията за обективно измерване на умората. Взаимовръзките между честотните ленти са анализирани чрез дескриптивна и инференциална статистика (средно отклонение, d на Коен и 95% доверителни интервали), като статистическият анализ показва значимо повишаване на тета мощността в дясно-локални центро-париетални и темпорални зони (електроди Cz, Pz, P4, F4, T4 и T6). Същевременно при алфа мощността се установи статистически значимо намаляване само при F4, а при бета - увеличение в десните фронтални и темпорални области (F8, T6, T4, P4), но само при F8 статистически значимо, което предполага компенсаторна активация. Поотделно тези

резултати наподобяват модел на умора, но разгледани съвкупно, данните съответстват по-скоро на продължителна когнитивна ангажираност. Нулевата хипотеза (H_0), че няма значима разлика в ЕЕГ мощността на тета, алфа, бета и делта честотни ленти преди и след задачата (т.е. задачата не предизвиква умора) – е частично отхвърлена за тета мощността и не е отхвърлена за алфа, бета и делта честотите. Този извод, разкриващ състояние на продължителна когнитивна ангажираност, е важен за допълване на теорията и практиката на Сугестопедията и предоставя данни, каквито до момента не са докладвани в литературата.

НАСОКИ ЗА БЪДЕЩА РАБОТА

Бъдещите изследвания ще разширят предложената методология чрез включване на учители, които не преподават по метода Сугестопедия, с цел провеждане на сравнителен анализ на умората. Освен това методологията ще бъде оценена при различни конфигурации на ЕЕГ устройства, за да се изследва нейната устойчивост и възпроизводимост спрямо използваните технологии за ВСІ. По-нататъшните изследвания ще включват сходни проучвания сред по-широк кръг професионалисти както в академична, така и в неакадемична среда, за да се установи дали различни когнитивни ангажираности влияят специфично върху определени мозъчни области. Предвижда се и разширяване на аналитичната рамка чрез включване както на статистически, така и на нестатистически подходи с цел повишаване на надеждността на резултатите.

ПРИНОСИ

1. Формулиран е нов модел и методи за неврокогнитивен анализ и оценка на различни емоционални и когнитивни състояния при работещи възрастни, базирани на ЕЕГ МКИ (интерфейс мозък-компютър). В рамките на този модел са дефинирани основните функционални изисквания за записване, предварителна обработка, извличане на характерни признаци и анализ, използващи взаимовръзките между ЕЕГ честотните ленти за различните ЕЕГ електроди.
2. Формулиране е нова методология за ЕЕГ-базиран МКИ за анализ и оценка на емоционалните и когнитивните състояния при работещи възрастни.
3. Създадена е адаптивна софтуерна рамка за обработка и интерпретация на умората използваща експериментален дизайн „преди–след интервенция“, който отчита индивидуалното базово ниво на участниците.

4. Създадена е методология за иновативна експериментална процедура, базирана на реални данни, като изследването е проведено извън контролирана лабораторна среда, чрез изследване на учители, преподаващи по метода Сугестопедия директно в класната стая.
5. Чрез статистически анализ е идентифициран оригинален неврофизиологичен модел, неописан досега в ЕЕГ изследванията на умората и характеризиращ се с доминантна активност на дясното полукълбо. Моделът установява значимо повишаване на тета мощността, дясно- локално в центро-париеталните и темпоралните зони (електроди Cz, Pz, P4, F4, T4 и T6), докато промените в алфа и бета честотните ленти не показват статистическа значимост. Полученият принос разширява разбирането за неврофизиологичните характеристики на умората, като показва, че този модел съответства по-скоро на състояние на продължителна когнитивна ангажираност и компенсаторна мозъчна активност, отколкото на умствена умора.

Формулираните приноси имат научна и приложна значимост и са представени в следните публикации:

Принос 1 – [1], [3]; Приноси 2, 3 и 4 – [1] и [2]; Принос 5 е в процес на публикуване.

Публикации към дисертацията

- [1].Kaur, G., Kostova, B., Tsvetkova, P., & Lekova, A. (2024). Methodology and Experimental Protocol for Fatigue Analysis in Suggestopedia Teachers. *Brain Sciences*, 14(12). **Q2 IF 2.8 (WoS)** <https://doi.org/10.3390/brainsci14121215>
- [2].Kaur, G., Bhattacharya, B., & Dimitrova, M. (2024). Cognitive and Neuropsychological Indicators of Perceived Emotions: Implications for Rehabilitation. In: Yang, S. S., Sherat, R. S., Day, N., Joshi, A. (Eds.), *Proceedings of the 8th International Congress on Information and Communication Technology (ICICT 2023)*. Lecture Notes in Networks and Systems, Vol. 695. Springer, Singapore. **(Scopus)** https://doi.org/10.1007/978-981-99-3043-2_89
- [3].Kaur, G. (2019). Introduction to Human Electroencephalography: Recording, Experimental Techniques, and Analysis. In: Dimitrova, M. & Wagatsuma, H. (Eds.), *Cyber-Physical Systems for Social Applications* (pp. 291–304). IGI Global. <https://doi.org/10.4018/978-1-5225-7879-6.ch013>

Намерени цитирания

Има 2 цитирания на статия [1]:

1. Ridha, M. R., Nurkholis, M. A., Nikmah, K., Himam, A. S., Ibadillah, B. I., & Hamzah, A. M. (2025). Optimizing Arabic Listening Skills: A Systematic Review and the Proposal of an Integrated Suggestopedic Brain-Based Learning (ISBBL) Model. *Alsina: Journal of Arabic Studies*, 7(2), 161–200.
2. Rasyid, M. R. R., Nurkholis, M. A., Nikmah, K., Himam, A. S., Ibadillah, B. I., & Hamzah, A. M. (2025). Optimizing Arabic Listening Skills: A Systematic Review and the Proposal of an Integrated Suggestopedic Brain-Based Learning (ISBBL) Model. *Alsina: Journal of Arabic Studies*, 7(2)

SUMMARY: A Neurocognitive approach based on a brain–computer interface for identification of emotional and mental states

Advances in neurotechnology, particularly electroencephalography (EEG) and brain–computer interface (BCI) systems, offer promising opportunities for objective monitoring and analysis of mental states. Neurocognitive studies on fatigue due to persistent and repetitive cognitive engagements, is widely studied among professionals working in high performing professions such as industrial workers, drivers, pilots. Yet there exists a gap in research when it comes to teaching professionals: fatigue is a critical issue among teachers associated with stress, reduced motivation, and professional burnout. This dissertation addresses this research gap by designing an experimental protocol to study mental states, with fatigue as subject. A novel experimental approach is designed and developed to study language teachers using Suggestopedia framework. Suggestopedia classroom is characterized by dynamic and creative learning environments involving role-playing, storytelling, games, music, art, and visualization. While these methods enhance the learning process, they may also impose considerable cognitive and physical demands on teachers. Therefore a neurocognitive framework that employs EEG-driven BCI technology to identify and analyse fatigue in teachers is proposed. Within this framework, **a new model and methods were developed** for examining EEG brain activity under varying emotional and cognitive states using signal processing. **A new EEG-based BCI methodology** for the analysis and evaluation of emotional states in working adults, was developed. With fatigue as the mental state of focus, and Suggestopedia teachers as participants, the **methodology was implemented and verified** through experimental studies. Statistical analysis and empirical evidence revealed a fatigue-related pattern characterized by right-hemispheric dominance in theta and alpha bands - a scientific finding that has not previously been reported in EEG fatigue studies. The relationships among EEG frequency bands were evaluated using mean difference, Cohen's d and 95% confidence intervals. A significant increase in theta power was observed at electrodes Cz, Pz, P4, F4, T4, and T6. Alpha power showed a statistically significant decrease only at F4, while beta power increased in right frontal and temporal regions (F8, T6, T4, P4), reaching statistical significance only at F8, T6 suggesting compensatory activation. Individually the findings resemble a fatigue pattern, but taken together they align more with **sustained cognitive engagement**. Overall, the results suggest that the observed neurophysiological pattern reflects **continued engagement and compensatory brain activity**, rather than mental fatigue.